

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

ATTORNEY DOCKET NO.: 71212

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant : BIAGI et al.
Serial No :
Confirm No :
Filed :
For : ULTRASOUND IMAGE...
Art Unit :
Examiner :
Dated : November 20, 2003

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

PRIORITY DOCUMENT

In connection with the above-identified patent application, Applicant herewith submits a certified copy of the corresponding basic application filed in

Italy

Number: FI2002A000228

Filed: 22/Nov./2002

the right of priority of which is claimed.

Respectfully submitted
for Applicant(s),

By:



John James McGlew

Reg. No.: 31,903

McGLEW AND TUTTLE, P.C.

JJM:tf

Enclosure: - Priority Document

71212.5



Ministero delle Attività Produttive

Direzione Generale per lo Sviluppo Produttivo e la Competitività
Ufficio Italiano Brevetti e Marchi
Ufficio G2

Autenticazione di copia di documenti relativi alla domanda di brevetto per:

Invenzione Industriale

N. **FI2002 A 000228**



*Si dichiara che l'unita copia è conforme ai documenti originali
depositati con la domanda di brevetto sopraspecificata, i cui dati
risultano dall'accluso processo verbale di deposito.*

Roma, li **24 OTT. 2003**

IL DIRIGENTE

Paola Giuliano
D.ssa Paola Giuliano

A. RICHIEDENTE (I)

N.G.

1) Denominazione ACTIS ACTIVE SENSORS SRL codice 02286500489 SR
 Residenza FIRENZE - VIA MASSONI, 6/9
 2) Denominazione dei
 Residenza _____ codice _____

B. RAPPRESENTANTE DEL RICHIEDENTE PRESSO L'U.I.B.M.

cognome nome Dr. Luisa BACCARO MANNUCCI ed altri cod. fiscale _____
 denominazione studio di appartenenza UFFICIO TECNICO ING. A.MANNUCCI S.R.L.
 via della Scala n. 4 città Firenze cap 50123 (prov) FI

C. DOMICILIO ELETTIVO destinatario c/o UFFICIO TECNICO ING. A.MANNUCCI S.R.L.
 via della Scala n. 4 città Firenze cap 50123 (prov) FI

D. TITOLO _____ classe proposta (sez/cl/sci) _____ gruppo/sottogruppo ☐ / ☐
 "METODO DI FOCALIZZAZIONE DI UNA IMMAGINE ECOGRAFICA E RELATIVO SISTEMA ECOGRAFICO"

ANTICIPATA ACCESSIBILITA' AL PUBBLICO: SI ☐ NO ☒SE ISTANZA: DATA ☐ / ☐ / ☐N. PROTOCOLLO ☐

E. INVENTORI DESIGNATI
 1) BIAGI ELENA cognome nome
 2) SCABIA MARCO
 3) MASOTTI LEONARDO cognome nome
 4) ROSSI JACOPO

PRIORITA' Nazione o organizzazione Tipo di priorità numero di domanda data di deposito allegato S/R SCIOGLIMENTO RISERVE
 1) _____ / / _____ / / _____ / / _____ / /
 2) _____ / / _____ / / _____ / / _____ / /

G. CENTRO ABILITATO DI RACCOLTA CULTURE DI MICROORGANISMI, denominazione _____

H. ANNOTAZIONI SPECIALI
NESSUNA

DOCUMENTAZIONE ALLEGATA

N. es.
 Doc. 1) ☒ PROV ☐ n. pag 36 riassunto con disegno principale, descrizione e rivendicazioni (obbligatorio 1 esemplare)
 Doc. 2) ☒ PROV ☐ n. tav 24 disegno (obbligatorio se citato in descrizione, 1 esemplare)
 Doc. 3) ☐ RIS ☒ lettera d'incarico, procura o riferimento procura generale
 Doc. 4) ☐ RIS ☐ designazione inventore
 Doc. 5) ☐ RIS ☐ documenti di priorità con traduzione in italiano
 Doc. 6) ☐ RIS ☐ autorizzazione o atto di cessione
 Doc. 7) ☐ nominativo completo del richiedente



SCIOGLIMENTO RISERVE
 Data _____ N° protocollo _____
 Confronta singole priorità
 _____ / / _____ / /

8) attestati di versamento, totale lire QUATTROCENTOVENTISETTE/56 427,56 ANNI 3 obbligatorio

COMPILATO IL 21 / 11 / 2002 FIRMA DEL (I) RICHIEDENTE (I)CONTINUA (SI/NO) ☒Dr. Luisa BACCARO MANNUCCIDEL PRESENTE ATTO SI RICHIEDE COPIA AUTENTICA (SI/NO) ☒

CAMERA DI COMMERCIO INDUSTRIA ARTIGIANATO AGRICOLTURA DI FIRENZE codice 48
 VERBALE DI DEPOSITO NUMERO DI DOMANDA F12002A000228 Reg. A

L'anno DUENTILADUE, il giorno VENTIDUE del mese di NOVEMBRE
 Il (I) richiedente (I) sopraindicato (I) ha (hanno) presentato a me sottoscritto la presente domanda, corredata di n. 01 fogli aggiuntivi per la concessione del brevetto sopraindicato.

ANNOTAZIONI VARIE DELL'UFFICIALE ROGANTE NESSUNAIL DEPOSITANTE
Cara Perini

Timbro dell'ufficio

L'UFFICIALE ROGANTE
Manfredi

FI 2002A000228

PROSPETTO A

RIASSUNTO INVENZIONE CON DISEGNO PRINCIPALE

NUMERO DOMANDA
NUMERO BREVETTO

REG. A

DATA DI DEPOSITO
DATA DI RILASCIO

A. RICHIEDENTE (1)

Denominazione
ResidenzaACTIS ACTIVE SENSORS SRL
FIRENZE

D. TITOLO

"METODO DI FOCALIZZAZIONE DI UNA IMMAGINE ECOGRAFICA E RELATIVO SISTEMA ECOGRAFICO"

Classe proposta (sez./cl./scl/)

☐

(gruppo sottogruppo)

☐ / ☐

L. RIASSUNTO

Il metodo comprende le fasi di: inviare in un volume sotto indagine una serie di segnali ultrasonici di eccitazione, tramite una cortina di trasduttori allineati lungo una direzione trasversale (x), detti segnali ultrasonici propagandosi in profondità in detto volume secondo una direzione di propagazione (y); raccogliere, tramite detti trasduttori, segnali riflessi da riflettori disposti nel volume sotto indagine; eseguire su detti segnali riflessi una trasformata in direzione trasversale da un dominio spaziale (x, y), definito da detta direzione trasversale (x) e da detta direzione di propagazione (y), ad un primo dominio trasformato; applicare, nel dominio trasformato, una trasformazione bidimensionale, per raddrizzare ogni immagine curva ($lp1, lp2, lp3$) di un riflettore in detto volume sotto indagine e renderla sostanzialmente ortogonale alla direzione di propagazione (y); comprimere, nella direzione trasversale (x) ciascuna curva raddrizzata ($lm1, lm2, lm3$) per concentrare detta immagine raddrizzata in una zona centrata in corrispondenza della posizione di detto riflettore lungo detta direzione trasversale (x).

(Fig.12)

M. DISEGNO

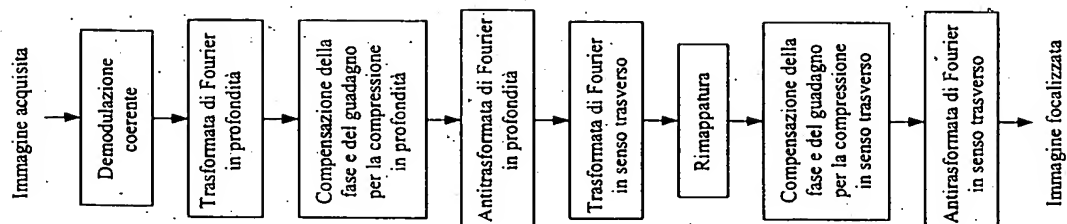


Fig.12



ACTIS ACTIVE SENSORS SRL

a Firenze

"Metodo di focalizzazione di una immagine ecografica e relativo sistema ecografico

Descrizione5 Campo Tecnico

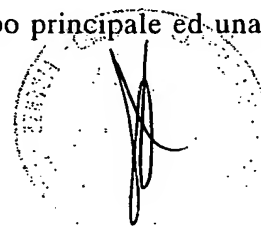
La presente invenzione riguarda un metodo per la focalizzazione di immagini ecografiche, ed in particolare per eseguire la focalizzazione in senso trasverso, cioè nella direzione parallela allo sviluppo della cortina di trasduttori formanti la sonda ecografica.

L'invenzione si riferisce anche ad un sistema ecografico, cioè ad una
10 apparecchiatura ecografica che attua detto metodo.

Stato della Tecnica

Nelle indagini ecografiche si fa uso di sonde generalmente costituite da una serie di trasduttori od elementi piezoelettrici disposti su una cortina monodimensionale, oppure da un singolo trasduttore a scansione meccanica. Le ecografie sono prodotte affiancando le
15 tracce provenienti da trasduttori diversi, o da posizioni diverse del singolo trasduttore nel caso di sonda monoelemento. I trasduttori generano segnali ultrasonici che si propagano nel corpo da sottoporre ad indagine e ricevono il segnale ultrasonico riflesso dai riflettori che si trovano nel corpo stesso. Dal segnale riflesso o retropropagato si ricostruisce l'immagine dell'interno del corpo esaminato.

20 Per una ricostruzione perfetta della sezione indagata nell'ecografia, i trasduttori dovrebbero avere una sensibilità apprezzabile solo in un angolo solido infinitesimo, in modo da ricevere gli ultrasuoni provenienti da una sola direzione. In realtà un trasduttore presenta un diagramma di radiazione con un lobo di dimensioni non nulle attorno alla direzione principale ed eventualmente anche da lobi secondari. La Fig. 1 mostra un
25 diagramma di radiazione di un trasduttore ultrasonico, con un lobo principale ed una serie



di lobi secondari, rappresentati nello spazio tridimensionale x, y, z .

Per questo motivo ogni trasduttore invia e riceve gli ultrasuoni non solo nella direzione principale (la direzione dell'asse z nella Fig.1) ma anche lateralmente. Nel piano di indagine della cortina, gli ultrasuoni retro-propagati da un riflettore presente nel tessuto sotto indagine sono avvertiti non solo dal trasduttore più vicino (cioè da quello che si trova allineato sull'asse z con il riflettore) ma anche da quelli circostanti, tanto più numerosi quanto più è grande il lobo di radiazione dei trasduttori. Nel segnale acquisito il riflettore compare pertanto in molte tracce e con ritardi diversi, proporzionali alla distanza tra il riflettore ed i vari trasduttori della cortina. In queste condizioni, nell'immagine costruita dall'ecografo, il riflettore non appare come un punto ma come una curva.

Questo fenomeno è mostrato schematicamente in Figg.2 e 3. In Fig.2(a) si osserva come gli ultrasuoni emessi da un generico trasduttore Tr vengono propagati lungo direzioni diverse, mentre in Fig.2(b) si osserva come un generico trasduttore Tr riceve gli ultrasuoni riflessi da riflettori $R1, R2$ disposti in posizioni diverse. In Fig.2(c), infine, è mostrato come il segnale eco prodotto da un singolo riflettore viene ricevuto non solo dal trasduttore Tr più vicino ad esso, ma anche dai trasduttori adiacenti. Quando un trasduttore riceve un segnale eco da un riflettore, tale segnale viene visto come se provenisse sempre da un riflettore disposto direttamente al di sotto del trasduttore stesso, cioè lungo l'asse di propagazione del lobo principale del trasduttore, anche quando si tratta in realtà di un segnale propagato da un riflettore lateralmente spostato rispetto al trasduttore in questione. Inoltre, il trasduttore "vede" tale riflettore ad una profondità maggiore di quella reale.

Poiché l'andamento delle distanze di un singolo riflettore rispetto ai vari trasduttori della cortina è iperbolico, l'immagine di tale riflettore che la cortina di trasduttori riceve è una curva costituita da un ramo di iperbole, come mostrato esemplificativamente nella Fig.3. Qui con S è indicata genericamente la sonda costituita da una cortina di trasduttori Tr

allineati lungo la direzione x , mentre con y è indicata la direzione di propagazione del fronte d'onda. Il riflettore è localizzato nel punto di coordinate x_0, y_0 , e viene "visto" dalla cortina di trasduttori come un ramo di iperbole C , con il vertice posizionato in corrispondenza del riflettore.

5 E' evidente che le immagini che si ottengono in questo modo sono pesantemente alterate, non sono utilizzabili direttamente e devono essere elaborate. La focalizzazione in ecografia consiste esattamente in questo: riportare le immagini il più possibile vicino a quelle che si sarebbero ottenute con trasduttori aventi lobo di radiazione di dimensioni infinitesime.

10 Nel caso di sonde a cortina lineare, costituite da una cortina di trasduttori Tr disposti lungo una linea retta sono necessari due tipi di focalizzazione: in senso trasverso, cioè nella direzione (x) in cui si estende la cortina di trasduttori, e nella direzione perpendicolare ad essa ed alla direzione (y) di propagazione degli ultrasuoni, cioè nella direzione ortogonale al piano della Fig.3. La seconda focalizzazione si ottiene inserendo davanti alla cortina di
15 trasduttori una lente acustica focalizzata all'incirca a metà della profondità massima per cui si pensa di usare la sonda.

Per quanto riguarda, viceversa, la focalizzazione in senso trasverso, generalmente gli ecografi utilizzano sia una focalizzazione in trasmissione, come descritto di seguito, ma anche di una focalizzazione in ricezione, che è la focalizzazione vera e propria
20 dell'immagine e che produce ogni traccia dell'immagine focalizzata sommando ad essa, dopo averle ritardate opportunamente, un certo numero di tracce ricevute da elementi adiacenti della cortina, come descritto più avanti.

La focalizzazione in trasmissione non è una focalizzazione dell'immagine, bensì si tratta di una tecnica per concentrare ad una certa profondità l'energia trasmessa. Non viene usata
25 una lente acustica ma ne viene simulato l'effetto elettronicamente. Ogni impulso

ultrasonico viene inviato quasi contemporaneamente da un gruppo di trasduttori adiacenti, rispetto a quello centrale. Ogni trasduttore del gruppo emette un impulso con un anticipo definito da una legge teoricamente iperbolica. Nella pratica, peraltro, vari ecografi utilizzano un'approssimazione parabolica

- 5 In questo modo gli impulsi trasmessi si ritrovano in fase tra di loro ad una certa distanza dalla sonda; in questa posizione si dice che è stato posto il fuoco in trasmissione.

Per concentrare l'energia trasmessa a varie distanze dalla cortina, si deve ripetere l'operazione descritta variando di volta in volta la posizione del fuoco. Questo procedimento però richiede più di un impulso per ottenere ogni singola traccia, quindi
10 rallenta drasticamente la generazione dell'immagine completa. Per ottenere un'immagine ne vanno in effetti acquisite tante quanti sono i fuochi usati in trasmissione. Negli apparecchi commerciali generalmente è possibile posizionare da un minimo di un fuoco in trasmissione ad un massimo di pochi fuochi, per mantenere accettabile il numero di immagini al secondo presentate all'utente.

- 15 La focalizzazione delle immagini ecografiche viene eseguita principalmente durante la ricezione degli ultrasuoni. Anche in questa fase non sono utilizzate lenti acustiche ma accorgimenti elettronici che ne simulano l'effetto. Dopo la trasmissione di un impulso, gli ultrasuoni si propagano nel materiale sotto esame, vengono riflessi e tornano indietro verso la sonda. Quelli che provengono da un riflettore posto ad una certa profondità raggiungono
20 i trasduttori della cortina con tempi che seguono un andamento iperbolico. Anche gli impulsi elettrici generati da questi trasduttori sono ritardati tra loro con lo stesso andamento. La focalizzazione in ricezione consiste nel sommare al segnale elettrico prodotto da un trasduttore della cortina quelli prodotti da un gruppo di trasduttori adiacenti, dopo aver compensato i ritardi da cui sono affetti. Questo procedimento viene ripetuto per
25 ogni traccia, spostando di un trasduttore il gruppo di trasduttori usato.



Poiché la legge che regola i ritardi con cui gli ultrasuoni raggiungono la cortina varia con la profondità, anche quella usata per compensare tali ritardi deve variare a seconda della profondità che si vuol mettere a fuoco. Ma questo vuol dire che la curva dei ritardi usata nella focalizzazione in ricezione varia col passare del tempo, poiché nella fase di ricezione, via via che passa il tempo, arrivano alla cortina ultrasuoni provenienti da profondità sempre più grandi. Per questo si parla di focalizzazione dinamica in ricezione. Tutto funziona come se davanti ad ogni trasduttore ci fosse una lente con focale variabile durante il tempo di ricezione.

La corretta implementazione della focalizzazione dinamica in ricezione pone alcuni problemi pratici. Non è banale modificare con continuità la curva di ritardi usata per combinare le tracce, si può pensare di discretizzarne le variazioni, suddividere la profondità esaminata in intervalli ed usare una sola curva in ciascun intervallo. I risultati ottenuti saranno tanto peggiori quanto minore è il numero di curve diverse usate. In alcuni strumenti inoltre la curva dei ritardi non è un arco di iperbole ma un ramo di parabola che approssima la curva esatta: è questa un'ulteriore approssimazione del caso ideale che peggiora i risultati.

Ammettendo di riuscire ad implementarla in modo corretto, se l'unica focalizzazione utilizzata fosse quella in ricezione, le immagini ecografiche potrebbero essere elaborate ottenendo buoni risultati. Tuttavia, generalmente gli ecografi affiancano anche la focalizzazione in trasmissione, per far fronte all'attenuazione che le onde acustiche subiscono propagandosi nei tessuti organici. In queste condizioni, gli ultrasuoni arrivano ai trasduttori con la morfologia prevista dalla focalizzazione in ricezione solo se provengono dalle profondità corrispondenti ai fuochi in trasmissione. Gli ultrasuoni provenienti da altre profondità sono alterati dalla focalizzazione in trasmissione e non possono essere correttamente elaborati. In questo modo si ottiene una risoluzione non

uniforme con la profondità, buona solo in corrispondenza dei fuochi usati in trasmissione.

Una focalizzazione non accurata delle ecografie, oltre ad una limitata risoluzione, può generare anche artefatti nelle immagini, ovvero dettagli che in realtà non sono presenti nella sezione indagata.

5 L'effetto più visibile è comunque l'allargamento di ogni punto dell'immagine in una figura che ha forma e dimensioni dipendenti dalla profondità.

Scopi e sommario dell'invenzione

Scopo della presente invenzione è la realizzazione di un metodo per la focalizzazione in senso trasverso, cioè parallelamente all'allineamento lungo cui sono
10 disposti i trasduttori formanti la cortina di trasduttori della sonda, di una immagine ecografica che non presenti gli inconvenienti delle tecniche tradizionali.

Più in particolare, scopo della presente invenzione è la realizzazione di un metodo di focalizzazione e di un sistema ecografico che utilizza tale metodo, che raggiunga risultati qualitativamente migliori rispetto ai metodi conosciuti.

15 Sostanzialmente, il metodo secondo l'invenzione prevede le seguenti fasi:

- inviare in un volume sotto indagine una serie di segnali ultrasonici, tramite una cortina di trasduttori allineati lungo una direzione trasversale, i quali segnali ultrasonici si propagano in profondità nel volume secondo una direzione di propagazione;
- 20 • raccogliere, tramite detti trasduttori, i segnali riflessi da riflettori presenti nel volume sotto indagine;
- previa demodulazione coerente del segnale per riportarlo in banda base, ovvero per traslarne lo spettro a cavallo della frequenza zero, eseguire sui segnali riflessi una trasformata in direzione trasversale da un dominio spaziale, definito dalla direzione
25 trasversale e dalla direzione di propagazione, ad un primo dominio trasformato;

- applicare, nel dominio trasformato, una trasformazione bidimensionale, per raddrizzare ogni immagine curva di un riflettore e renderla sostanzialmente ortogonale alla direzione di propagazione;
- comprimere, nella direzione trasversale ciascuna curva raddrizzata per concentrare l'immagine raddrizzata in una zona centrata in corrispondenza della posizione di detto riflettore lungo la direzione trasversale.

Questa ultima fase comprende, in pratica, anche una antitrasformata di Fourier che riporta l'immagine nel dominio spaziale

In pratica, il metodo secondo l'invenzione si basa sulla compressione d'impulso in direzione laterale del segnale acquisito con una sonda che non utilizza la focalizzazione elettronica, operazione preceduta da una demodulazione coerente dei segnali acquisiti.

Per poter operare la compressione d'impulso in direzione laterale, essendo le immagini ecografiche affette da una pesante curvatura come esposto in ci  che precede, l'immagine   stata portata nel dominio della frequenza tramite una trasformata nella direzione ortogonale a quella di propagazione dell'impulso. Nel dominio trasformato si esegue una rimappatura che "raddrizza" l'immagine spostando i suoi punti lungo la direzione parallela a quella di propagazione dell'impulso nel volume sotto esame. Tramite la rimappatura viene completamente eliminata la curvatura dell'immagine e diviene quindi possibile comprimere l'impulso in senso laterale, ottenendo cos  un'immagine focalizzata.

In una pratica forma di realizzazione, la trasformata nel senso trasversale pu  essere una trasformata di Fourier. In considerazione della complessit  della funzione che esprime il segnale dell'immagine, tale trasformata pu  essere in realt  approssimata con il principio delle fasi stazionarie. La compressione del segnale in direzione trasversale consiste nei tre passaggi: trasformata, compensazione della fase e del guadagno, antitrasformata. La rimappatura consente di operare questa compressione dell'impulso tramite elaborazioni

eseguite su linee ortogonali alla direzione di propagazione degli ultrasuoni.

Il segnale ultrasonico che i trasduttori inviano, sequenzialmente, nel volume sotto indagine può essere un segnale ecografico tradizionale. Alternativamente, e preferibilmente, peraltro, vengono usati segnali chirp, o comunque in generale segnali modulati in frequenza. Questo consente di raggiungere una maggiore penetrazione grazie alla maggiore energia del segnale ed una migliore definizione dell'immagine.

Quando viene utilizzato un segnale modulato in frequenza, ad esempio con una modulazione lineare, occorre eseguire una compressione del segnale nel verso della propagazione, oltre che in direzione trasversale. Tale compressione viene vantaggiosamente – anche se non obbligatoriamente – eseguita con una trasformata tempo-frequenza. Anche in questo caso può essere usata una trasformata di Fourier. Preliminarmente, peraltro, i segnali riflessi dai riflettori e captati dai trasduttori della sonda vengono riportati in banda base tramite una demodulazione coerente.

La compressione del segnale nella direzione di propagazione, inoltre, comprende una operazione di compensazione della fase e del guadagno del segnale stesso.

Come risulterà chiaro dall'esposizione analitica del metodo oggetto della presente invenzione, l'immagine del volume sotto indagine viene costruita inviando il segnale ultrasonico dai vari trasduttori che vengono eccitati in successione. In pratica, quindi, i vari trasduttori della cortina formante la sonda vengono eccitati l'uno dopo l'altro, ed analogamente accade in ricezione. Un trasduttore viene eccitato, trasmette un segnale ultrasonico e si mette in condizioni di ricezione del segnale ecografico. Dopo un tempo fissato, viene eccitato il trasduttore adiacente lungo la cortina e così via. Ciò differenzia il metodo descritto rispetto alla focalizzazione in ricezione degli ecografi tradizionali, che utilizza molti trasduttori per ricevere il segnale riflesso e somma i segnali elettrici ottenuti per costruire una traccia dell'immagine.



Sull'insieme dei segnali così raccolti, che rappresentano l'immagine iniziale, vengono eseguite le operazioni di focalizzazione.

L'invenzione riguarda, anche un sistema ecografico comprendente almeno una sonda con una cortina di trasduttori allineati secondo una direzione trasversale di allineamento, mezzi per eccitare sequenzialmente detti trasduttori, mezzi di elaborazione per ricevere ed elaborare segnali riflessi da riflettori contenuti in un volume sotto indagine in cui vengono propagati segnali ultrasonici generati da detti trasduttori, detti mezzi di elaborazione eseguendo la focalizzazione in direzione trasversale del segnale ecografico ricevuto da detti trasduttori con un metodo secondo una o più delle rivendicazioni precedenti.

Breve descrizione dei disegni

Il trovato verrà meglio compreso seguendo la descrizione e l'unito disegno, il quale mostra una pratica forma di attuazione non limitativa dell'invenzione. Più in particolare, nel disegno mostrano: la

15 Fig.1 un diagramma di radiazione di un trasduttore ultrasonico; la

Fig.2 una rappresentazione schematica dell'effetto della sensibilità laterale di un trasduttore di una cortina lineare di trasduttori di una sonda ultrasonica; la

Fig.3 uno schema che mostra una sonda ultrasonica e l'immagine di un riflettore puntiforme da essa rilevato, in assenza di focalizzazione; la

20 Fig.4 un diagramma mostrante l'andamento indicativo della sensibilità laterale di un singolo trasduttore di una cortina di trasduttori; la

Fig.5 l'andamento indicativo dell'involuppo di un segnale modulato linearmente in frequenza, emesso da un trasduttore; la

Fig.6 una rappresentazione a blocchi di un demodulatore coerente; la

25 Fig.7 una rappresentazione schematica di un segnale generato da un riflettore

singolo, prima della focalizzazione; la

Fig.8 una rappresentazione schematica dei segnali generati da tre riflettori nello spazio; la

5 Fig.9 una rappresentazione dei segnali generati dai tre riflettori di Fig.8 nel dominio trasformato; la

Fig.10 il segnale generato dai riflettori di Fig.8, nel dominio trasformato, dopo la rimappatura; la

Fig.11 il segnale generato dai tre riflettori di Fig.8 dopo l'antitrasformata in senso trasverso; la

10 Fig.12 uno schema a blocchi riassuntivo del metodo secondo l'invenzione in una forma di realizzazione che fa uso di un segnale modulato in frequenza; la

Fig.13 lo stesso schema nel caso di segnali non modulati in frequenza; la

Fig.14 i segnali chirp usati per le prove sperimentali; la

Fig.15 i segnali non modulati usati per le prove sperimentali; la

15 Fig.16(a) una immagine reale acquisita dall'ecografo di un filo teso in acqua; la

Fig.16(b) la traccia centrale dell'immagine di Fig.16(a); la

Fig.17(a) la parte reale dell'immagine di Fig.16(a) demodulata coerentemente; la

Fig.17(b) l'ingrandimento della traccia centrale dell'immagine di Fig.17(a); la

Fig.18(a) il modulo dell'immagine di Fig.17(a) focalizzata in profondità; la

20 Fig.18(b) un ingrandimento della zona centrale dell'immagine di Fig.18(a); la

Fig.19(a) l'andamento del modulo della traccia evidenziata nell'immagine di Fig.18(a), normalizzato ad 1; la

Fig.19(b) la stessa traccia di Fig.19(a) rappresentata in scala logaritmica; la

25 Fig.20(a) il modulo della trasformata di Fourier in senso trasverso dell'immagine focalizzata in profondità di Fig. 18(a); la

Fig.20(b) un ingrandimento di una porzione della Fig.20(a); la

Fig.21(a) l'immagine di Fig.20 dopo la rimappatura; la

Fig.21(b) un ingrandimento di un dettaglio centrale di Fig.21(a); la

Fig.22(a) il modulo dell'immagine focalizzata; la

5 Fig.22(b) la stessa immagine di Fig.22(a) rappresentata con una scala di grigi
logaritmica; la

Fig.23(a) il modulo della traccia orizzontale, centrata sul filo, dell'immagine
focalizzata, normalizzato ad 1; la

Fig.23(b) lo stesso modulo di Fig.23(a) in scala logaritmica; la

10 Fig.24 il segnale reale acquisito dall'ecografo, generato da due fili tesi in acqua, uno
in metallo e l'altro in nylon; la

Fig.25 il modulo dell'immagine di Fig.24 dopo la focalizzazione, con un
ingrandimento di dettaglio; la

15 Fig.26 il segnale reale acquisito dall'ecografo generato da un filo teso in acqua,
ottenuto con un segnale non modulato in frequenza; la

Fig.27(a) il modulo dell'immagine di Fig.26 dopo la focalizzazione, in scala lineare
di grigi; la

Fig.27(b) lo stesso modulo dell'immagine di Fig.26 dopo la focalizzazione, in scala
logaritmica dei grigi; la

20 Fig.28(a) il modulo della traccia orizzontale, centrata sul filo, dell'immagine
focalizzata di Fig.27, normalizzato a 1; la

Fig.28(b) lo stesso modulo di Fig.28(a) in scala logaritmica; la

Fig.29(a) il modulo della traccia verticale centrata sul filo dell'immagine focalizzata
di Fig.27, normalizzato a 1; la

25 Fig.29(b) lo stesso modulo di Fig.29(a) in scala logaritmica; le

Figg.30(a) e (b) una immagine focalizzata tradizionalmente di un filo teso in acqua, in una scala lineare di grigi ed in scala logaritmica, rispettivamente; le

Figg.31(a), (b) e (c) il confronto del modulo delle tracce orizzontali centrate sul filo ottenuto con una focalizzazione tradizionale e con la focalizzazione del metodo della presente invenzione, senza e con modulazione del segnale, rispettivamente; e le

Figg.32(a), (b) e (c) lo stesso confronto di Figg. 31 sulla traccia verticale centrata sul filo.

Descrizione dettagliata delle forme di attuazione preferite dell'invenzione

1. Descrizione del metodo di elaborazione

In Fig.3 è illustrata schematicamente una sonda ecografica S con una cortina di trasduttori Tr allineati lungo una direzione x, detta nel seguito anche direzione principale della cortina di trasduttori. Nel metodo della presente invenzione i trasduttori Tr vengono eccitati in successione per emettere un segnale ecografico. Nell'esempio qui illustrato, il segnale emesso è modulato in frequenza, cioè in pratica è un segnale cosiddetto chirp. Il segnale riflesso dai riflettori contenuti nel tessuto - o comunque nel corpo sotto indagine - per ogni segnale ultrasonico emesso da un singolo trasduttore incide su molti trasduttori della cortina, che lo avvertono con differenti ampiezze in base all'angolo di incidenza, ma per generare l'immagine viene registrato solo il segnale elettrico prodotto dal trasduttore che ha trasmesso l'impulso.

La sensibilità laterale dei singoli trasduttori formanti la cortina ha un andamento a campana con un massimo in corrispondenza del proprio asse ed un andamento decrescente fino a zero lungo la direzione trasversale, come rappresentato in Fig.4.

Un riflettore P1 di dimensioni puntiformi, cioè infinitesime, che si trova nel volume sotto indagine e che viene investito dal fronte d'onda generato da un singolo trasduttore Tr posto in posizione x_0 genera una eco che viene ricevuta dai singoli trasduttori della cortina



lineare che vedono il riflettore P1 entro un angolo ϑ_{\max} .

Il segnale ricevuto da trasduttori che vedono il riflettore P1 sotto un angolo maggiore di ϑ_{\max} si suppone nullo, cioè la sensibilità si assume nulla al di fuori di tale angolo. Supponendo di lavorare con quantità continue, non ancora campionate, l'immagine che il riflettore P1 genera sulla cortina di trasduttori Tr è analiticamente esprimibile come

$$img(x, t; x_0, r) = a(x; x_0, r) inv\left(t - \frac{2}{c} R(x; x_0, r)\right) \cdot \cos\left(2\pi\left(f_T + \frac{\Delta f}{2T}\left(t - \frac{2}{c} R(x; x_0, r)\right)\right)\left(t - \frac{2}{c} R(x; x_0, r)\right) + \phi_0\right) \quad (1)$$

dove:

x è la coordinata relativa alla direzione principale della cortina, cioè la direzione lungo cui si sviluppa la cortina di trasduttori;

t è il tempo

x_0 e r individuano la posizione del riflettore P1 in senso trasverso (lungo x) ed in profondità (lungo la coordinata y in Fig.4)

$a(x, x_0, r)$ è la funzione di sensibilità laterale di ogni singolo trasduttore Tr della sonda.

Questa sensibilità è rappresentata in Fig.4 dalla curva a campana rappresentante la sensibilità del trasduttore disposto in posizione x_0 . Essa è funzione di x_0 , r e x in quanto la sensibilità del trasduttore in posizione generica x al segnale riflesso dal riflettore P1 dipende dalla posizione x_0 in cui si trova il trasduttore che ha emesso il segnale ultrasonico di eccitazione e dalla profondità a cui si trova il riflettore P1, profondità che è funzione diretta del tempo t intercorrente tra l'istante di emissione del segnale di eccitazione e l'istante di ricevimento del segnale riflesso da parte del generico trasduttore in posizione x ;

$inv(t)$ è l'involuppo dell'impulso ultrasonico trasmesso. A seconda dei sistemi utilizzati potrà essere una finestra a campana o rettangolare, in ogni caso viene assunto nullo ovunque tranne che nell'intervallo $[-T/2, T/2]$. In Fig.5 è rappresentato un esempio di

forma d'onda del segnale di eccitazione, che può essere utilizzato. In questo caso l'involuppo ha forma rettangolare;

c è la velocità dell'onda ultrasonica nel mezzo di propagazione, in specie nel tessuto sotto indagine;

- 5 R è la distanza effettiva tra il generico trasduttore in posizione x ed il riflettore P1. Essa è data da

$$R(x; x_0, r) = \sqrt{(x - x_0)^2 + r^2}$$

ϕ_0 è la fase iniziale del segnale, indipendente da x ;

- 10 T è la durata dell'impulso ultrasonico emesso dal trasduttore Tr. Tipicamente tale durata è dell'ordine di 20 microsecondi. Questa durata, relativamente elevata, del segnale è dovuta al fatto che nell'esempio qui esposto (come sopra accennato) il segnale utilizzato è un segnale modulato in frequenza. Negli ecografi tradizionali, che usano (come verrà accennato in seguito) segnali non modulati in frequenza, il segnale ha durata molto inferiore, dell'ordine del microsecondo.

- 15 f_T è la frequenza centrale del segnale di eccitazione, cioè del segnale ultrasonico emesso dal trasduttore in posizione x_0 ;

Δf è il range entro cui varia la frequenza f del segnale di eccitazione emesso dal trasduttore in posizione x_0 . Pertanto, nell'intervallo temporale T durante il quale viene emesso il

segnale ultrasonico, la frequenza del segnale stesso varia da una frequenza iniziale $f_T - \frac{\Delta f}{2}$

- 20 ad una frequenza finale $f_T + \frac{\Delta f}{2}$.

Per maggior chiarezza l'espressione (1) del segnale rappresentante l'immagine

ricevuto dalla cortina di trasduttori può essere riscritto come:

$$img(x, t; x_0, r) = a(x; x_0, r) \operatorname{inv} \left(t - \frac{2}{c} R(x; x_0, r) \right).$$

$$\cos\left(2\pi f_T\left(t - \frac{2}{c}R(x; x_0, r)\right) + \tilde{b}\left(t - \frac{2}{c}R(x; x_0, r)\right)^2 + \varphi_0\right) \quad (2)$$

avendo posto $\tilde{b} = \pi \frac{\Delta f}{T}$.

Il segnale descritto dall'espressione (2) è un'onda sferica, generata dal riflettore puntiforme P1 ed incidente sulla cortina di trasduttori formanti la sonda, che si propaga a metà della velocità effettiva degli ultrasuoni nel mezzo sotto indagine: trattare questo segnale equivale a considerare la reale situazione del segnale che viene trasmesso dal trasduttore Tr, incide sul riflettore P1 e ritorna indietro a velocità c .

Per poter essere elaborato, il segnale ricevuto deve essere riportato in banda base tramite una demodulazione coerente. Ciò viene ottenuto con un filtro rappresentato in Fig.6. In sostanza con questa operazione di demodulazione si trasla la frequenza centrale sullo zero e mantenendo l'informazione relativa alla fase. Il segnale che si ottiene è espresso da:

$$img_{demod}(x, t; x_0, r) = C_{demod} a(x; x_0, r) \exp\left(j2\pi f_T\left(t - \frac{2}{c}R(x; x_0, r)\right) + j\tilde{b}\left(t - \frac{2}{c}R(x; x_0, r)\right)^2 + j\varphi_0\right) \quad (3)$$

Nell'espressione (3) vengono usati i termini già definiti con riferimento alle precedenti equazioni (1) e (2), ed inoltre è stata introdotta una costante di propagazione k , pari a $\frac{2\pi}{\lambda}$ ovvero pari a $2\pi \frac{f_T}{c}$, essendo λ la lunghezza d'onda del segnale ultrasonico, ed essendo

$$C_{demod} = \frac{1}{2} e^{j\varphi_0}$$

Nell'espressione (3) si notano due contributi di fase rappresentati dai due termini esponenziali: il primo è dovuto alla geometria del problema e dipende solo dalla coordinata x , il secondo alla modulazione di frequenza del segnale trasmesso e dipende da entrambe le

coordinate, x e t .

Ora che il segnale è demodulato, conviene cambiare la coordinata temporale t con quella spaziale y che rappresenta la distanza nel verso di propagazione del fronte d'onda ultrasonico, tenendo conto che $t = \frac{2}{c} y$, e quindi passare dalla funzione $inv(t)$ a

5 $p(y) = inv\left(\frac{c}{2} t\right)$ e dalla costante \tilde{b} a $b = \frac{4}{c^2} \tilde{b}$. Con questo cambio di coordinata il segnale è definito dall'espressione:

$$pp(x, y; x_0, r) = C_{demod} a(x; x_0, r) p(y - R(x; x_0, r)) e^{-j2kR(x; x_0, r)} e^{jb(y - R(x; x_0, r))^2} \quad (4)$$

Il passaggio dalla coordinata temporale alla coordinata spaziale è potrebbe essere effettuato anche in una fase precedente dell'elaborazione. Peraltro, eseguirla dopo la
10 demodulazione è vantaggioso ai fini della precisione del calcolo. Infatti, mentre la coordinata temporale viene misurata dallo strumento, la coordinata spaziale è ottenuta da quella temporale tramite il legame spazio-temporale rappresentato dalla velocità di propagazione c degli ultrasuoni nel mezzo sotto indagine. Tale velocità non è conosciuta in modo esatto, bensì solo stimata e può variare ad esempio in funzione del tipo di tessuto in
15 cui l'onda ultrasonica si propaga. E' quindi opportuno eseguire la demodulazione, che utilizza le funzioni trigonometriche seno e coseno nella variabile temporale t , prima del cambio di coordinate.

Poiché il segnale generato dal trasduttore Tr è un segnale modulato in frequenza di durata T relativamente elevata, dell'ordine di 10-20 microsecondi e quindi non ha la forma
20 di un impulso, il segnale (4) che, riflesso dal riflettore $P1$ raggiunge la cortina di trasduttori della sonda S ha una elevata durata e quindi, in assenza di adeguate elaborazioni, il riflettore $P1$ verrebbe visto, su ciascuna traccia, come una striscia di lunghezza nel verso della coordinata y proporzionale alla durata del segnale emesso dal trasduttore Tr . Si rende, pertanto, necessario comprimere il segnale in profondità, cioè nella direzione spaziale y ,



corrispondente alla coordinata temporale t . La compressione dell'impulso comprende anche una operazione di compensazione della fase e del guadagno

Benché sia possibile eseguire le operazioni suddette di compensazione della fase e del guadagno e di compressione in profondità nel segnale nel dominio del tempo, il calcolo

5 risulta estremamente semplificato se eseguito nel dominio delle frequenze. A tale scopo il segnale demodulato, espresso dalla equazione (4), viene sottoposto ad una trasformata di Fourier in profondità, cioè nella coordinata y . L'operazione da eseguire è espressa da:

$$pP(x, \omega_y; x_0, r) = \int_{-\infty}^{+\infty} pp(x, y; x_0, r) e^{-j\omega_y y} dy \quad (5)$$

Data la complessità della funzione $pp(x, y; x_0, r)$ (definita dall'espressione (4))

10 l'integrale non è gestibile in forma esplicita. E' tuttavia possibile approssimarne il valore applicando il Principio della Fase Stazionaria o Metodo della Fase Stazionaria. Questo principio, conosciuto anche come Metodo della Fase Stazionaria, è una tecnica per approssimare integrali di funzioni complesse aventi fase che varia molto più rapidamente del modulo. Supponendo di avere la funzione $f(x)$, di cui vengono messi in evidenza il

15 modulo $g(x)$ e la fase $\phi(x)$, e di volerne calcolare l'integrale, I :

$$f(x) = g(x) e^{j\phi(x)}$$

$$I = \int_{-\infty}^{+\infty} g(x) e^{j\phi(x)} dx$$

si può dimostrare che tale integrale è approssimato dall'espressione:

$$I_{PFS} = g(x^*) e^{j\phi(x^*)} \sqrt{\frac{\pi}{|A|}} e^{j \operatorname{segno}(A) \frac{\pi}{4}}$$

20 dove

$$x^* \text{ tale che } \left. \frac{\partial \phi(x)}{\partial x} \right|_{x=x^*} = 0$$

$$A = \frac{1}{2} \frac{\partial^2 \phi(x)}{\partial x^2} \bigg|_{x=x_0} \neq 0.$$

Per una trattazione analitica del principio si rimanda alla seguente letteratura:

F.M.Henderson e A.J.Lewis, *Principles and Applications of Imaging Radar*, John Wiley & Sons, New York, 1998

5 J.C.Curlander e R.N.McDonough, *Synthetic Aperture Radar: Systems and Signal Processing*, John Wiley & Sons, New York, 1991

G.S.Kino, *Acoustic Waves: Devices, imaging, and analog signal processing*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1987

10 M.Born e E.Wolf, *Principles of Optics – 6th ed.*, Pergamon Press, Oxford, 1980 (appendice III)

E.Chassande-Mottin e P.Flandrin, "On the stationary phase approximation of chirp spectra", in *Proceedings of the IEEE-SP International Symposium on Time-Frequency and Time-Scale Analysis*, Pittsburgh, PA, USA, pp. 117-120, 6-9 Ottobre 1998

15 E.Chassande-Mottin e P.Flandrin, "On the Time-Frequency Detection of Chirps", *Applied and Computational Harmonic Analysis*, vol. 6, n. 2, pp. 252-281, Marzo 1999

A.Papoulis, *Signal Analysis*, McGraw-Hill, New York, 1977.

Applicando dunque il principio della fase stazionaria al problema in discussione, il calcolo fornisce il seguente risultato:

$$pP(x, \omega_y; x_0, r) \approx C_{PFS_y} C_{demod} a(x; x_0, r) p\left(\frac{\omega_y}{2b}\right) e^{-j2kR(x; x_0, r)} e^{-j\omega_y R(x; x_0, r)} e^{-j\frac{\omega_y^2}{4b}} \quad (6)$$

20 con $C_{PFS_y} = \sqrt{\frac{\pi}{|b|}} e^{j\text{segno}(b)\frac{\pi}{4}}$

I tre termini esponenziali che compaiono nell'espressione (6) sono i termini di fase.

Il termine di fase lineare contiene l'informazione relativa alla posizione (nel dominio delle

frequenze) del riflettore, mentre il termine quadratico, che deriva dalla modulazione di frequenza del segnale trasmesso dal trasduttore Tr, deve essere eliminato dalla successiva operazione di compressione in profondità. In questo modo viene ottenuto lo spettro di un impulso molto stretto nella direzione y, posto alla profondità $R(x; x_0, r)$. Nella stesso passaggio è possibile compensare anche il fattore complesso introdotto dalla costante C_{PFS_y} e dalla prossima antitrasformata di Fourier.

Moltiplicando, quindi, il segnale espresso dalla (6) per la quantità $\frac{e^{-j\text{segno}(b)\frac{\pi}{4}}}{2\sqrt{\pi|b|}} e^{j\frac{\omega_y^2}{4b}}$

si ottiene la nuova espressione:

$$pP_c(x, \omega_y; x_0, r) = \frac{1}{2|b|} C_{demod} a(x; x_0, r) p\left(\frac{\omega_y}{2b}\right) e^{-j2kR(x; x_0, r)} e^{-j\omega_y R(x; x_0, r)} \quad (7)$$

Questa funzione rappresenta il segnale compresso in profondità, cioè nella direzione y. Infine, viene eseguita una operazione di antitrasformata di Fourier in profondità. Tale antitrasformata è facilmente calcolabile, ora che compare una dipendenza da ω_y , semplicemente lineare sia per la fase che per il modulo, mentre è stato eliminato il termine quadratico. Eseguendo l'antitrasformata di (7) si ottiene:

$$pp_c(x, y; x_0, r) = C_{demod} a(x; x_0, r) p_{IFT}(2b(y - R(x; x_0, r))) e^{-j2kR(x; x_0, r)} \quad (8)$$

dove con $p_{IFT}(w)$ viene indicata la trasformata inversa di Fourier della funzione $p(y)$.

L'espressione (8) può essere riscritta tramite la sostituzione $\hat{p}_{IFT}(w) = p_{IFT}(2bw)$:

$$pp_c(x, y; x_0, r) = C_{demod} a(x; x_0, r) \hat{p}_{IFT}(y - R(x; x_0, r)) e^{-j2kR(x; x_0, r)} \quad (9)$$

Come $p(y)$, anche $\hat{p}_{IFT}(y)$ (antitrasformata di $p(y)$) è una finestra centrata sullo zero, ma

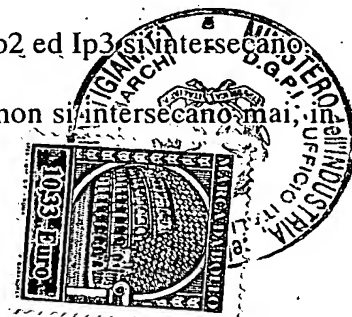
di dimensione molto più piccola. Poiché $\hat{p}_{IFT}(y)$ si annulla per tutti i valori di y che non sono prossimi a zero, essa si avvicina ad una delta di Dirac e l'espressione (9) è sostanzialmente nulla ovunque tranne che sull'iperbole $y = R(x; x_0, r)$ pesata dalla funzione

$a(x; x_0, r)$. Ne risulta un'immagine formata da un'unica curva, come si può vedere in Fig.7.

In sostanza, quindi, l'operazione di compressione in profondità, eseguita nel dominio delle frequenze previa trasformata di Fourier in y , comprime il segnale ricevuto da ciascun trasduttore della cortina formante la sonda S come segnale riflesso dal singolo
5 riflettore P1, in un singolo punto dell'iperbole $y = R(x; x_0, r)$.

Il segnale in questa forma non è ancora utilizzabile per ricostruire l'immagine del volume sotto indagine. Infatti, in esso il singolo riflettore puntiforme P1 è rappresentato da una iperbole con il vertice nella posizione in cui si trova il riflettore stesso. Occorre eseguire una compressione in senso trasverso del segnale, ovvero nella direzione parallela
10 all'asse x , cioè parallela alla cortina di trasduttori della sonda S. Tuttavia, poiché ciascun riflettore genera una immagine costituita da un ramo di iperbole caratterizzata da una marcata curvatura, se la compressione in senso trasverso avvenisse senza ulteriori elaborazioni preliminari, ne risulterebbe una perdita di definizione in profondità. Inoltre, nel dominio dello spazio i rami di iperbole costituiti dall'immagine generata da più
15 riflettori puntiformi a diverse profondità presentano curvature crescenti al diminuire della distanza dalla cortina di trasduttori, cioè curvature tanto più marcate quanto minore è la coordinata r a cui si trova il riflettore. Questo significa che le varie iperboli generate da più riflettori si intersecano con una conseguente impossibilità di distinguere i contributi dei diversi riflettori. Questo fenomeno è rappresentato schematicamente in Fig. 8, dove tre
20 riflettori puntiformi P1, P2, P3 sono disposti nel piano di giacitura degli assi di propagazione dei lobi di emissione principali dei trasduttori della cortina che si sviluppa lungo la direzione x . Con r_1, x_{01} ; r_2, x_{02} ed r_3, x_{03} sono indicate le coordinate dei tre riflettori. Con Ip1, Ip2 ed Ip3 sono indicati i tre rami di iperbole generati dai segnali riflessi dai tre riflettori ed osservati dalla cortina di trasduttori. Le curve Ip2 ed Ip3 si intersecano

25 Nel dominio delle frequenze, viceversa, le curve suddette non si intersecano mai, in



quanto si dispongono lungo l'asse y secondo una disposizione con una curvatura crescente con y . La Fig.9 mostra il segnale generato dagli stessi tre riflettori nel dominio trasformato $(\omega_x; y)$. Con Ip_1, Ip_2, Ip_3 sono ancora indicate le iperboli generate dai tre riflettori posti nei punti di coordinate $r_1, x_{01}; r_2, x_{02}$ ed r_3, x_{03} nel dominio dello spazio (x, y) .

5 Pertanto, operazione preliminare alla compressione in senso trasverso del segnale è la trasformata di Fourier in senso trasverso del segnale compresso in profondità rappresentato dall'espressione (9):

$$Pp_c(\omega_x, y; x_0, r) = \int_{-\infty}^{+\infty} pp_c(x, y; x_0, r) e^{-j\omega_x x} dx$$

10 Come per la trasformata in profondità, anche per eseguire la trasformata di Fourier in senso trasverso si può fare ricorso al Principio della Fase Stazionaria da cui si ottiene:

$$Pp_c(\omega_x, y; x_0, r) \approx C_{PFSx} C_{demod} a\left(-\frac{\omega_x R_\omega(\omega_x; r)}{2k}; r\right) \hat{p}_{IFT}(y - R_\omega(\omega_x; r)) \cdot e^{-j2kr\sqrt{1-\frac{\omega_x^2}{4k^2}} - j\omega_x x_0} \quad (10)$$

$$\text{avendo definito la nuova funzione } R_\omega(\omega_x; r) = \frac{r}{\sqrt{1-\frac{\omega_x^2}{4k^2}}} \quad (11)$$

$$\text{e la quantità } C_{PFSx} = \sqrt{\frac{r\pi}{2k\left(1-\frac{\omega_x^2}{4k^2}\right)^{3/2}}} e^{-j\frac{\pi}{4}} \quad (12)$$

15 Anche nell'espressione (10) della trasformata compare l'involuppo $\hat{p}_{IFT}(y)$ del segnale compresso in profondità, che è non nullo solo in prossimità di zero. Pertanto si può con buona approssimazione affermare che nel dominio trasformato $(\omega_x; y)$ il segnale è apprezzabile solo sulla curva $y = R_\omega(\omega_x; r)$. Tale curva è centrata sull'asse delle pulsazioni (ω) e dipende, oltre che da ω_x , unicamente dal valore di r .

20 La curvatura di ciascun ramo di iperbole nel dominio trasformato $(\omega_x; y)$ significa

che il contributo di ciascun riflettore non si trova ad un'unica profondità lungo l'asse y , bensì su una curva la cui estensione in profondità non è trascurabile. Non è, quindi, possibile effettuare direttamente la compensazione di fase per la compressione in senso trasverso. Occorre prima una ulteriore elaborazione dell'immagine.

5 Come già anticipato, se sono presenti più riflettori, a diverse posizioni in profondità (cioè con coordinate y diverse) e in senso trasverso (cioè con coordinate ω_x diverse), ognuno di questi dà origine ad una curva che, a causa dell'espressione di $R_\omega(\omega_x; r)$, ha curvatura diversa dalle altre ed è da esse distinta, senza sovrapposizioni, in quanto la curvatura delle iperboli cresce con y (Fig.9). In altri termini, per ogni punto del dominio trasformato $(\omega_x; y)$ passa una sola curva qualunque sia il numero di riflettori puntuali che le hanno generate.

E' allora possibile applicare una trasformazione all'immagine definita dall'espressione (11) per riportare ogni curva, caratterizzata da un certo valore di r , ad una linea retta ad y costante (cioè parallela all'asse ω_x delle pulsazioni) e uguale al valore di r .

15 Tramite l'equazione $y = R_\omega(\omega_x; r)$ è possibile risalire a r conoscendo ω_x e y :

$$r = y \sqrt{1 - \frac{\omega_x^2}{4k^2}} \quad (13)$$

Si definisce la trasformazione bidimensionale

$$\begin{cases} \bar{\omega}_x = \omega_x \\ \bar{y} = y \sqrt{1 - \frac{\omega_x^2}{4k^2}} \end{cases} \quad (14)$$

che applicata all'immagine (10) produce:

$$20 \quad Pp_c(\bar{\omega}_x, \bar{y}; x_0, r) = C_{PFS} C_{demod} a\left(-\frac{\bar{\omega}_x R_\omega(\bar{\omega}_x; r)}{2k}; r\right) \hat{p}_{IFT} \left(\frac{\bar{y} - r}{\sqrt{1 - \frac{\bar{\omega}_x^2}{4k^2}}} \right) \cdot e^{-j2kr \sqrt{1 - \frac{\bar{\omega}_x^2}{4k^2}} - j\bar{\omega}_x x_0} \quad (15)$$

L'espressione (15) è semplificabile, senza commettere errori significativi grazie

all'elevato valore di k , considerando le seguenti approssimazioni:

$$a\left(-\frac{\bar{\omega}_x R_\omega(\bar{\omega}_x; r)}{2k}; r\right) \approx a\left(-\frac{\bar{\omega}_x r}{2k}; r\right); \quad \hat{p}_{IFT}\left(\frac{\bar{y} - r}{\sqrt{1 - \frac{\bar{\omega}_x^2}{4k^2}}}\right) \approx \hat{p}_{IFT}(\bar{y} - r)$$

Da cui l'espressione (15) può essere riscritta come:

$$Pp_c(\bar{\omega}_x, \bar{y}; x_0, r) \approx C_{PFS} C_{demod} a\left(-\frac{\bar{\omega}_x r}{2k}; r\right) \hat{p}_{IFT}(\bar{y} - r) e^{-j2kr\sqrt{1 - \frac{\bar{\omega}_x^2}{4k^2}} - j\bar{\omega}_x x_0} \quad (16)$$

5 Notiamo che il segnale (16) è significativamente diverso da zero solo nei punti aventi $\bar{y} = r$, disposti su una retta orizzontale nel dominio $(\omega_x; y)$, cioè parallela all'asse delle pulsazioni. Le curve di Fig.9 assumono, dopo questa operazione, l'aspetto di Fig.10, dove sono indicate come Im1, Im2, Im3. In sostanza, l'immagine di ciascun singolo riflettore è stata "rimappata", cioè "raddrizzata".

10 Come si comprende osservando la Fig.10, con l'elaborazione sin qui eseguita sul segnale generato da un singolo riflettore si è ottenuta, nel dominio delle frequenze, una immagine costituita da una linea retta parallela all'asse delle pulsazioni e disposta ad una profondità (cioè ad una quota lungo l'asse y) corrispondente alla profondità in cui si trova il riflettore. Cioè tutto il contributo generato da un riflettore si trova adesso ad un'unica

15 profondità, pari a quella dello stesso riflettore. La situazione è equivalente a quella che si presentava prima della compressione in profondità. Per ottenere l'immagine dei riflettori è a questo punto sufficiente comprimere l'immagine lungo l'asse delle pulsazioni ed eseguire l'antitrasformata di Fourier per ricondurre l'immagine nel dominio dello spazio.

È possibile allora compensare la fase e nello stesso passaggio compensare anche il

20 fattore introdotto dalla quantità $C_{PFS} C_{demod}$ e dalla antitrasformata di Fourier che completerà l'elaborazione. Grazie alla rimappatura si può confondere y con r in ogni punto dell'immagine e moltiplicare l'espressione (16) per la quantità:

$$2\sqrt{\frac{r\left(1-\frac{\bar{\omega}_x^2}{4k^2}\right)^{3/2}}{k\pi}} e^{j\frac{\pi}{4}} \cdot e^{j2kr\left(\sqrt{1-\frac{\bar{\omega}_x^2}{4k^2}}-1\right)} \quad (17)$$

per compensare la fase ed il guadagno, da cui si ottiene il nuovo segnale:

$$P_c P_c(\bar{\omega}_x, \bar{y}; x_0, r) = \frac{r}{2k} a\left(-\frac{\bar{\omega}_x r}{2k}; r\right) \hat{p}_{IFT}(\bar{y}-r) e^{-j2kr-j\bar{\omega}_x x_0} \cdot e^{j\phi_0} \quad (18)$$

La fase ed il modulo dipendono linearmente da $\bar{\omega}_x$. Questo rende possibile il calcolo esatto della trasformata inversa di Fourier, da cui si ottiene:

$$P_c P_c(\bar{x}, \bar{y}; x_0, r) = a_{IFT}\left(-\frac{2k}{r}(\bar{x}-x_0); x_0, r\right) \hat{p}_{IFT}(\bar{y}-r) e^{-j2kr} \cdot e^{j\phi_0} \quad (19)$$

dove con $a_{IFT}(w; x_0, r)$ si indica la trasformata inversa di Fourier della funzione di sensibilità laterale $a(x; x_0, r)$. Anch'essa è una funzione a campana, analogamente alla funzione di sensibilità laterale, ma molto più stretta sullo zero. Essa può essere quindi considerare una buona approssimazione di una delta di Dirac.

Dall'immagine descritta dall'espressione (1) o dall'espressione (2) ad essa equivalente, in cui un singolo riflettore dava origine ad una curva di dimensioni comparabili con quelle dell'immagine stessa, si è così ottenuto una immagine, generata dall'espressione (19), che è nulla ovunque tranne che in prossimità del punto (x_0, r) che coincide con la posizione del riflettore nello spazio indagato tramite la sonda S. L'immagine è stata pertanto correttamente focalizzata. Considerando i tre riflettori che inizialmente danno l'immagine di Fig.8, dopo l'elaborazione di essi si ottiene l'immagine schematizzata in Fig.11. Si noti anche che la fase iniziale ϕ_0 rimane inalterata attraverso tutta l'elaborazione.

L'intera elaborazione è schematizzata e riassunta nel diagramma a blocchi di Fig.12. L'immagine ecografica si ottiene eccitando sequenzialmente tutti i trasduttori che formano la cortina di trasduttori della sonda e ricevendo, sequenzialmente con ciascun



trasduttore, il segnale riflesso. Ricevuti i segnali definiti l'intera immagine ecografica, su di essa viene eseguito il procedimento sopra analiticamente descritto, comprendente la compressione d'impulso nelle due direzioni eseguita sull'intera immagine.

L'elaborazione descritta si esegue in questa forma quando il segnale ecografico è
 5 costituito da un segnale di durata relativamente elevata ed a frequenza modulata, ad esempio con una modulazione lineare, cioè un cosiddetto segnale chirp. Come risulta dalla trattazione sopra riportata, questo consente di ottenere elevate energie del segnale, elevate profondità di penetrazione ed una ottima definizione dell'immagine.

Tuttavia, gli ecografi attualmente in commercio utilizzano come segnale di eccitazione
 10 impulsi di breve durata e non modulati in frequenza. In tal caso l'elaborazione risulta molto semplificata anche se la qualità dell'immagine che ne deriva è inferiore. Per adattare l'algoritmo sin qui descritto a questo tipo di segnali, è sufficiente eliminare i tre passaggi della compressione in profondità del segnale (trasformata di Fourier in profondità, compensazione, antitrasformata di Fourier). L'algoritmo assume la forma sinteticamente
 15 rappresentata dal diagramma a blocchi di Fig.13.

Da un punto di vista matematico, l'espressione del segnale che costituisce il punto di partenza in questo caso semplificato non è più data dall'equazione (2), bensì da

$$img(x, t; x_0, r) = a(x; x_0, r) inv\left(t - \frac{2}{c} R(x; x_0, r)\right) \cos\left(2\pi f_T\left(t - \frac{2}{c} R(x; x_0, r)\right) + \phi_0\right) \quad (20)$$

20 Questa espressione si differenzia dall'espressione (2) per l'assenza del termine in cui compare la modulazione di frequenza Δf e per la diversa espressione della funzione $inv(y)$, che descrive l'involuppo del segnale ultrasonico trasmesso: in genere questa finestra è molto più stretta del caso precedente ed equivale ad uno o pochi cicli dell'ultrasuono e si avvicina essa stessa ad una delta di Dirac. Tutte le restanti funzioni e le costanti coincidono

col caso presentato finora.

Dalla demodulazione coerente e dal passaggio dalla coordinata temporale alla coordinata y si ottiene:

$$pp(x, y; x_0, r) = C_{demod} a(x; x_0, r) p(y - R(x; x_0, r)) e^{-j2kR(x; x_0, r)} \quad (21)$$

5 Su questo segnale possono essere svolte le stesse considerazioni sul modulo che sono state fatte per il segnale rappresentato dall'espressione (9), da cui differisce soltanto per la funzione $p(y)$ che compare al posto di $\hat{p}_{IFT}(y)$.

A partire dall'espressione (21) possono essere ripetuti gli stessi passaggi esposti in precedenza ed ottenere alla fine:

$$10 \quad p_c p(\bar{x}, \bar{y}; x_0, r) = a_{IFT} \left(-\frac{2k}{r} (\bar{x} - x_0); r \right) p(\bar{y} - r) e^{-j2kr} \cdot e^{j\phi_0} \quad (22)$$

Ancora una volta si nota che l'unica differenza rispetto al caso precedente è la funzione $p(y)$ al posto di $\hat{p}_{IFT}(y)$.

2. Risultati sperimentali: considerazioni generali

15 Il funzionamento del metodo sopra descritto è stato verificato su acquisizioni reali, effettuate sia trasmettendo segnali modulati in frequenza, sia con il normale impulso trasmesso dall'ecografo. Nel primo caso è stato applicato l'algoritmo completo (Fig.12), nel secondo la versione per segnali non modulati (Fig.13). In una prima serie di prove è stata ricostruita l'immagine ecografica di un filo metallico teso in acqua, orientato ortogonalmente al piano dell'immagine. In una seconda serie di prove è stato utilizzato un
20 cosiddetto oggetto campione, che simula riflettori presenti in un reale tessuto da analizzare con la tecnica ecografica. Per confronto, le stesse prove sono state eseguite con un ecografo funzionante con un sistema di focalizzazione tradizionale.

Sono stati registrati i segnali provenienti da 250 tracce e 4096 punti per traccia. Ogni pixel delle immagini presentate corrisponde a 0,18 mm in senso trasverso e 18,75 μ m

in profondità; le immagini trattate corrispondono a sezioni larghe 4,5 cm e profonde 7,68 cm.

Nelle immagini cui verrà fatto riferimento nel seguito la sonda dell'ecografo si trova sul lato superiore di ogni immagine ecografica presentata. Come riportato sugli assi, la coordinata y corrisponde alla profondità, la coordinata x alla direzione trasversa, cioè parallela alla lunghezza della cortina della sonda.

Nelle prove eseguite con segnale modulato in frequenza è stato usato un segnale ultrasonico di durata 20 μ s modulato linearmente in frequenza da 5 MHz a 10 MHz. Per generarlo, è stato campionato a 40 MHz e 1 bit un segnale ideale. L'ecografo è stato riprogrammato in modo da eccitare la sonda con questa sequenza. Grazie alla banda limitata dei trasduttori piezoelettrici della sonda, il segnale elettrico con forma d'onda quadra diventa un segnale ultrasonico sinusoidale che ben si avvicina a quello ideale. La Fig.14 mostra i segnali utilizzati, per ciascuno dei quali sulla destra della figura è mostrato l'ingrandimento della porzione evidenziata nel diagramma di sinistra. Più in particolare in Fig.14(a) è mostrato il segnale chirp ideale; in Fig.14(b) è mostrato il campionamento a 40 MHz e 1 bit del segnale di Fig.14(a); in Fig.14(c) è mostrato il segnale effettivamente trasmesso dalla sonda ecografica ed in Fig.14(d) è rappresentato il segnale ricevuto dalla sonda dopo la riflessione su un filo immerso in acqua (l'oggetto utilizzato per la prima serie di prove). A causa di riflessioni multiple a diverse profondità, il segnale ricevuto risulta anche leggermente più lungo di quello trasmesso.

Il segnale ultrasonico trasmesso mostrato in Fig.14(c) è stato misurato con un idrofono a membrana, tipo 699/1/00002/200 prodotto da Marconi-Caswell, ed un oscilloscopio Tektronix TDS 520C. Si può notare che tale segnale è simile a quello di partenza, a parte una modulazione di ampiezza dovuta alla banda non piatta della sonda. Il segnale riflesso è stato ottenuto puntando la sonda verso il filo metallico ed acquisendo il

segnale tramite l'ecografo. La riflessione degli ultrasuoni ed il cammino del segnale elettrico attraverso gli stadi di ricezione aggravano la modulazione in ampiezza del segnale. La modulazione di frequenza rimane invece invariata attraverso tutto il percorso del segnale. Come descritto in dettaglio in ciò che precede, il primo passo del metodo di elaborazione demodula coerentemente il segnale utilizzando la frequenza centrale della modulazione, nel caso specifico 7,5 MHz.

Nella serie di prove eseguite con l'impulso normalmente trasmesso dall'ecografo, il segnale che eccita la sonda è un singolo ciclo di onda quadra alla frequenza di 6,67 MHz, che quindi ha una durata di 150 ns ed è sufficientemente stretto per eccitare la sonda su tutta la banda disponibile. L'ultrasuono trasmesso segue abbastanza bene l'impulso elettrico inviato alla sonda. Il segnale ricevuto invece è molto più lungo del precedente e presenta una componente a frequenza più bassa di quella di eccitazione, circa 4,2 MHz. Nella demodulazione coerente della seconda serie di prove è stata usata questa seconda frequenza per riportare il segnale in banda base. In Fig.15 sono mostrati i segnali in questo secondo caso. Più in particolare, in Fig.15(a) è rappresentato il segnale elettrico di eccitazione della sonda, in Fig.15(b) il segnale ultrasonico trasmesso, misurato con l'idrofono, ed in Fig.15(c) il segnale ricevuto, acquisito dall'ecografo, costituito dall'eco generata dal filo metallico.

3. Risultati sperimentali: immagine di un filo immerso in acqua

In una prima serie di prove la sonda ecografica è stata disposta perpendicolarmente ad un filo di rame stagnato, con diametro 0,5 mm, teso nell'acqua, in modo che l'ecografia ne rilevasse la sezione. Il diametro del filo è comparabile con la distanza tra due elementi adiacenti della cortina di trasduttori della sonda, che nel caso specifico è di 0,18 mm. Da ciò si deve prevedere di trovare la sezione del filo contenuta in un massimo di tre tracce dell'ecografia, se questa risulta correttamente focalizzata in senso trasverso.



Gli ultrasuoni si propagano in acqua alla velocità di circa 1500 m/s, alla frequenza di 5 MHz hanno perciò una lunghezza d'onda di 0,3 mm, a 10 MHz invece di 0,15 mm. Il diametro del filo è poco maggiore della lunghezza d'onda. Questo fa sì che soltanto la parte superiore del filo rifletta in modo apprezzabile l'onda sonora incidente. Pertanto, il filo, di per sé già piccolo, si comporta in modo molto simile ad un riflettore infinitesimo. In Fig.16(a) è mostrato il segnale, registrato dall'ecografo, del filo suddetto. Il filo è posizionato al centro del pattern e la sonda ecografica è disposta con la propria cortina di trasduttori lungo il bordo superiore dell'immagine. Come visibile in Fig.16(a), il filo genera una immagine sfrangiata sia in direzione trasversale, cioè lungo l'asse x, sia nella direzione della profondità, cioè in direzione y. In Fig.16(b) è mostrato un ingrandimento della traccia centrale del pattern, passante per il filo.

La prima operazione dell'elaborazione sul segnale che fornisce l'immagine di Fig.16(a), la demodulazione coerente, fornisce il risultato di Fig.17(a), dove è rappresentata la parte reale dell'immagine demodulata coerentemente. La Fig.17(b) riporta l'ingrandimento della traccia centrale del pattern.

La successiva operazione eseguita sull'immagine demodulata coerentemente è la compressione o focalizzazione in profondità, cioè nella direzione y, operazione il cui risultato è visibile in Fig.18(a) e, in un ingrandimento, in Fig.18(b), che mostra il modulo dell'immagine focalizzata in profondità. Dalle Figg.18(a) e 18(b) si nota come effettivamente la compressione dell'impulso nella direzione y abbia funzionato, generando una immagine rappresentata sostanzialmente da un ramo di iperbole con il vertice in corrispondenza del punto in cui si trova il filo. La Fig.19(a) mostra il modulo della traccia evidenziata in Figg.18(a) e 18(b), normalizzato a 1 e la Fig.19(b) mostra lo stesso modulo normalizzato e presentato in scala logaritmica. Dalla Fig. 19(b) si osserva che la durata del segnale compresso in profondità risulta di circa 15 tracce, considerando 6 dB di dinamica.

Eseguita la focalizzazione o compressione in profondità, cioè nella direzione y, l'immagine viene sottoposta all'operazione di rimappatura, previa trasformata di Fourier in senso trasverso, cioè in direzione x. Le Figg.20(a) e 20(b) mostrano il modulo della trasformata di Fourier dell'immagine compressa in profondità, la Fig.20(b) essendo un
5 ingrandimento di una porzione della Fig. 20(a). Come visibile in particolare in Fig.20(b), lo spettro generato dal filo presenta una marcata curvatura. Rimappando questa immagine applicando la trasformazione espressa dalle equazioni (14). Nelle Figg.21(a) e 21(b) (la seconda essendo un ingrandimento di una porzione della prima) è riportata l'immagine ottenuta dopo la rimappatura: ora la curvatura dell'immagine è stata praticamente eliminata
10 ed il contributo generato dal filo è riportato ad un'unica profondità, cioè è ricondotto ad una immagine sostanzialmente parallela alla direzione x. L'immagine così ottenuta viene compressa, cioè focalizzata, in senso trasverso e di essa viene eseguita l'antitrasformata di Fourier. Il risultato di questa ulteriore elaborazione è riprodotta in Fig.22(a), che riporta il modulo dell'immagine focalizzata. La sezione del filo viene concentrata in tre tracce, come
15 si osserva in particolare nell'ingrandimento riportato nel riquadro sulla destra dell'immagine. La scala dei grigi è lineare. In Fig.22(b) è riportato ancora il modulo dell'immagine, con una scala logaritmica dei grigi. Dal nero al bianco sono mostrati i 45 dB più significativi. Il riquadro a destra è un ingrandimento di una porzione centrale dell'immagine, corrispondente alla posizione del filo. Le Figg.23(a) e 23(b) mostrano il
20 modulo della traccia orizzontale, centrata sul filo, dell'immagine focalizzata, normalizzato a 1, rispettivamente in scala lineare ed in scala logaritmica.

Le Figg.24 e 25 mostrano il segnale reale, acquisito dall'ecografo, e il modulo dell'immagine focalizzata con una scala di grigi logaritmica, di una immagine analoga alla precedente dove, alla sinistra del filo metallico di 0,5 mm di diametro è stato disposto
25 un ulteriore filo di nylon con un diametro di 0,1 mm. Il filo di nylon, essendo più piccolo e

di materiale diverso, riflette gli ultrasuoni in quantità minore rispetto al filo metallico e nell'immagine focalizzata di Fig.25 appare più piccolo.

Le Figg.26 a 29(b) mostrano risultati sperimentali ottenuti con lo stesso filo utilizzato per le immagini delle figure precedenti, ma con un segnale ecografico tradizionale, del tipo illustrato in Fig.15. La Fig.26 mostra, analogamente alla Fig.16, l'immagine o segnale reale acquisito dall'ecografo. Il filo si trova anche in questo caso al centro del pattern. Le Figg.27(a) e 27(b) mostrano, analogamente alle Figg. 23(a) e 23(b) il risultato finale dell'elaborazione, cioè il modulo dell'immagine focalizzata, con una scala dei grigi lineare e logaritmica rispettivamente. Le Figg.28(a) e 28(b) mostrano, rispettivamente in scala lineare ed in scala logaritmica, il modulo della traccia orizzontale, centrata sul filo, dell'immagine focalizzata, normalizzato a 1. Tali figure equivalgono alle Figg.23(a) e 23(b) ottenute con il segnale ecografico modulato in frequenza. Infine, le Figg.29(a) e 29(b) mostrano, rispettivamente in scala lineare ed in scala logaritmica, il modulo normalizzato a 1 della traccia verticale centrata sul filo dell'immagine focalizzata. Tali figure equivalgono alle Figg. 19(a) e 19(b) precedenti.

Si osserva che il metodo di elaborazione della presente invenzione consente di ottenere la desiderata focalizzazione trasversa dell'immagine, anche in assenza di modulazione di frequenza nel segnale ecografico di partenza. I risultati sono, infatti, simili a quelli conseguiti con un segnale modulato in frequenza (segnale chirp), benché si noti un peggioramento della risoluzione in profondità.

Le Figg. 30(a) e 30(b) mostrano, rispettivamente in scala lineare di grigi ed in scala logaritmica di grigi, il risultato di una focalizzazione tradizionale dell'immagine dello stesso oggetto. Rispetto ai risultati ottenuti con il metodo della presente invenzione ed esposti nelle figure precedenti, il filo emerge maggiormente dal fondo. Si ottiene, cioè, un'immagine a maggiore contrasto. Tuttavia, la risoluzione ottenuta è peggiore ed inoltre

risulta non uniforme. Ciò si può osservare con particolare evidenza nelle Figg.31(a), 31(b) e 31(c) e nelle Figg.32(a), 32(b) e 32(c).

La Fig.31(a) mostra l'andamento del modulo della traccia orizzontale centrata sul filo, normalizzato a 1 ed in scala logaritmica ottenuta dall'ecografo tradizionale. La Fig.31(b) mostra un ingrandimento (curva a) della porzione nel riquadro di Fig.31(a) sovrapposta all'andamento corrispondente ottenuto con il metodo dell'invenzione utilizzando un segnale non modulato in frequenza (curva b). La Fig.31(c) mostra la stessa curva a di Fig.31(b) confrontata con l'andamento corrispondente (curva b) ottenuto con il metodo della presente invenzione e con segnale ecografico modulato in frequenza (segnale chirp).

Le Figg.32(a), 32(b), 32(c) mostrano un analogo confronto dell'andamento dei moduli delle tracce verticali centrate sul filo. In Fig.32(a) è mostrato l'andamento nel caso di ecografo tradizionale; in Fig.32(b) tale andamento è confrontato con quello ottenuto con il metodo di focalizzazione della presente invenzione utilizzando un segnale ecografico tradizionale, cioè non modulato in frequenza. La Fig.32(c), infine, mostra il confronto con il modulo della corrispondente traccia verticale ottenuta con un segnale chirp, cioè modulato in frequenza.



Rivendicazioni

1. Un metodo per la focalizzazione di immagini ecografiche, comprendente le fasi di:

- inviare in un volume sotto indagine una serie di segnali ultrasonici di eccitazione, tramite una cortina di trasduttori allineati lungo una direzione trasversale (x), detti segnali ultrasonici propagandosi in profondità in detto volume secondo una direzione di propagazione (y);
- raccogliere, tramite detti trasduttori, segnali riflessi da riflettori disposti nel volume sotto indagine;
- eseguire su detti segnali riflessi una trasformata in direzione trasversale da un dominio spaziale (x,y), definito da detta direzione trasversale (x) e da detta direzione di propagazione (y), ad un primo dominio trasformato;
- applicare, nel dominio trasformato, una trasformazione bidimensionale, per raddrizzare ogni immagine curva ($Ip1, Ip2, Ip3$) di un riflettore in detto volume sotto indagine e renderla sostanzialmente ortogonale alla direzione di propagazione (y);
- comprimere, nella direzione trasversale (x) ciascuna curva raddrizzata ($Im1, Im2, Im3$) per concentrare detta immagine raddrizzata in una zona centrata in corrispondenza della posizione di detto riflettore lungo detta direzione trasversale (x).

2. Metodo come da rivendicazione 1, in cui sui segnali raccolti viene eseguita una demodulazione coerente del segnale per riportarlo in banda base.

3. Metodo come da rivendicazione 1 o 2, in cui detta trasformata è una trasformata di Fourier in direzione trasversale (x).

4. Metodo come da rivendicazione 1 o 2 o 3, in cui la compressione trasversale

di dette curve raddrizzate viene completata con una compensazione del guadagno e di fase e con una antitrasformata, che riporta l'immagine dal dominio della frequenza al dominio dello spazio.

5. Metodo come da rivendicazione 1, 2, 3 o 4 in cui detta trasformazione
5 bidimensionale è espressa da:

$$\begin{cases} \bar{\omega}_x = \omega_x \\ \bar{y} = y \sqrt{1 - \frac{\omega_x^2}{4k^2}} \end{cases}$$

(14)

dove ω_x è la coordinata nella direzione delle frequenze

k è la costante di propagazione pari a $\frac{2\pi}{\lambda}$

- 10 e λ è la lunghezza d'onda del segnale ultrasonico trasmesso.

6. Metodo come da una o più delle rivendicazioni precedenti, in cui detti segnali ultrasonici di eccitazione sono modulati in frequenza.

7. Metodo come da rivendicazione 6, in cui detta modulazione in frequenza è una modulazione lineare.

- 15 8. Metodo come da rivendicazione 6 o 7, in cui detti segnali ultrasonici di eccitazione presentano un inviluppo rettangolare.

9. Metodo come da rivendicazione 6 o 7 od 8, in cui i segnali riflessi da detti riflettori vengono riportati in banda base tramite una demodulazione coerente.

- 20 10. Metodo come da rivendicazione 6 o 7 od 8 o 9, in cui i segnali riflessi da detti riflettori nel volume sotto indagine vengono compressi nella direzione di propagazione (y).

11. Metodo come da rivendicazione 10, in cui detti segnali riflessi vengono compressi nella direzione di propagazione tramite una trasformata nella direzione di

propagazione (y), dal dominio spaziale ad un dominio delle frequenze (x, ω_y), una compensazione della fase e del guadagno, ed una successiva trasformata inversa.

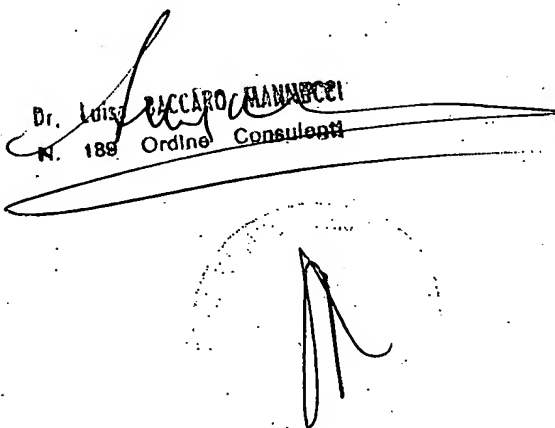
12. Metodo come da rivendicazione 11, in cui detta trasformata nella direzione di propagazione è una trasformata di Fourier.

5 13. Metodo come da una o più delle rivendicazioni precedenti, in cui detti segnali ultrasonici di eccitazione vengono inviati in detto volume sotto indagine sequenzialmente da singoli trasduttori o da gruppi comprendenti un numero limitato di trasduttori, ed in cui l'immagine del volume sotto indagine viene ottenuta raccogliendo sequenzialmente, per ciascun segnale inviato da ciascun singolo trasduttore o da ciascun
10 gruppo di trasduttori, i segnali riflessi da detti riflettori tramite e raccolti dal trasduttore o dal gruppo di trasduttori che ha emesso il relativo segnale inviato.

14. Un sistema ecografico comprendente almeno una sonda con una cortina di trasduttori allineati secondo una direzione trasversale di allineamento, mezzi per eccitare sequenzialmente detti trasduttori, mezzi di elaborazione per ricevere ed elaborare segnali
15 riflessi da riflettori contenuti in un volume sotto indagine in cui vengono propagati segnali ultrasonici generati da detti trasduttori, detti mezzi di elaborazione eseguendo la focalizzazione in direzione trasversale del segnale ecografico ricevuto da detti trasduttori con un metodo secondo una o più delle rivendicazioni precedenti.

FIRENZE 21 NOV. 2002

Dr. *Luigi* **LUIGI ACCARO MANNUCCI**
N. 189 Ordine Consulenti



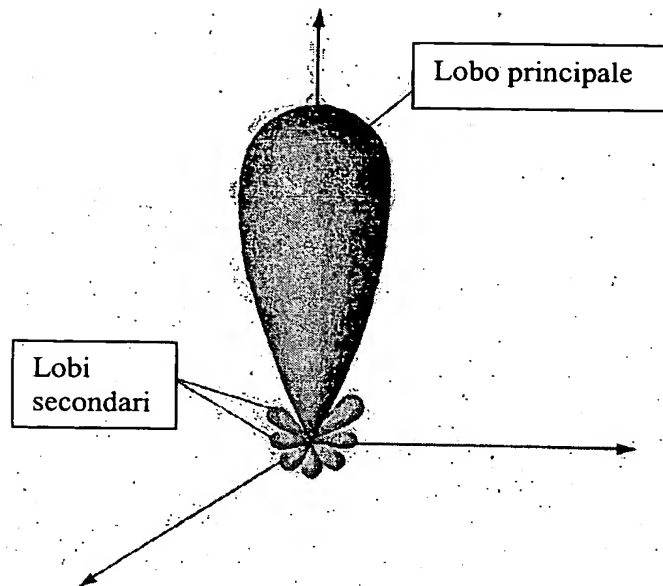


Fig.1

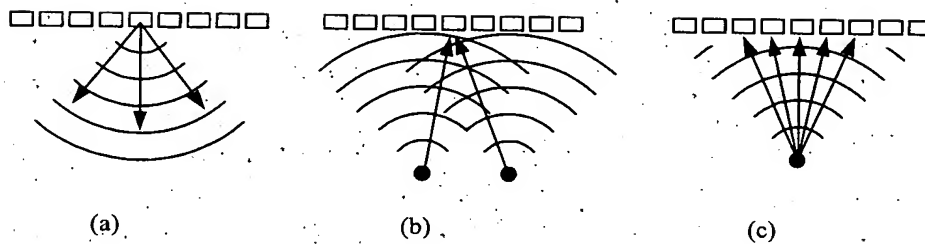


Fig.2

[Handwritten signature]



[Handwritten signature]
 Dr. Luisa BACCARO MANNUCCI
 N. 189 Ordine Consulenti

2/24

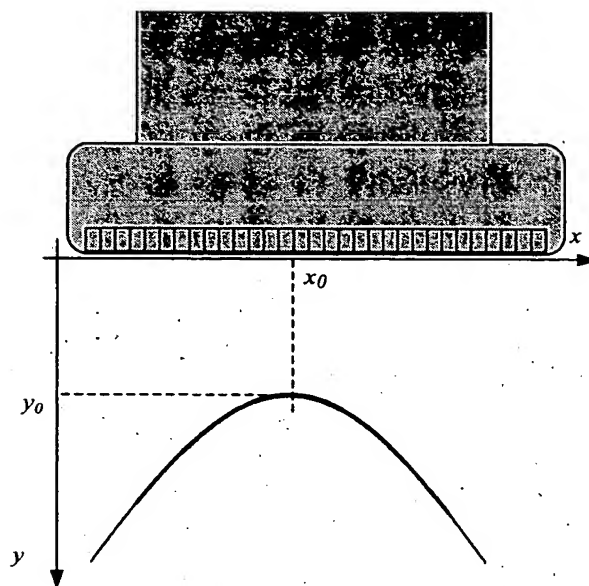


Fig.3

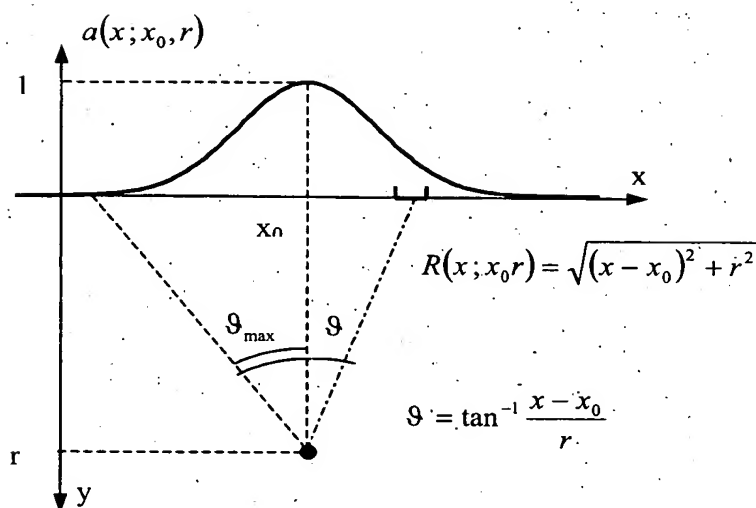
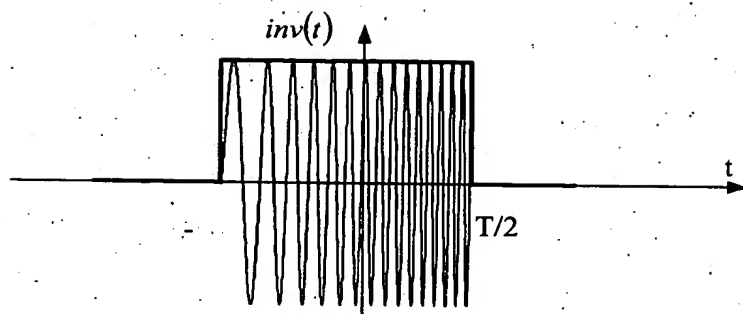
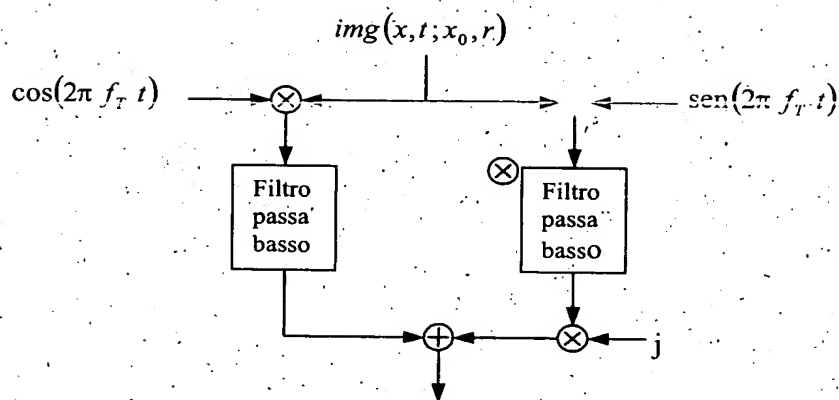


Fig.4

[Handwritten signature]

[Handwritten signature]
P. LUIS FERRER MANRIZA
1991-1992

**Fig.5**

$$img_{demod}(x, t; x_0, r) = C_{demod} a(x; x_0, r) inv\left(t - \frac{2}{c} R(x; x_0, r)\right) e^{-j2kR(x; x_0, r)} e^{j\tilde{b}\left(t - \frac{2}{c} R(x; x_0, r)\right)^2}$$

Fig.6

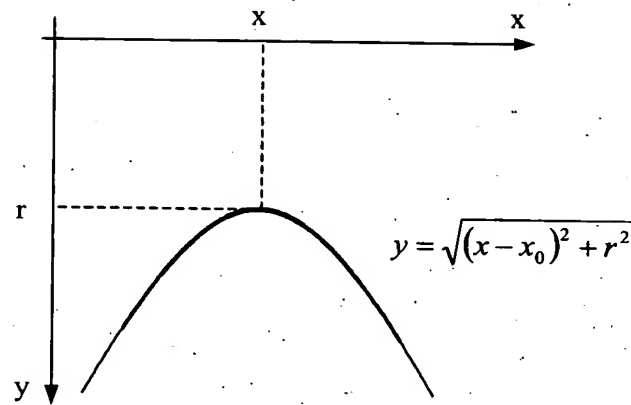


Fig.7

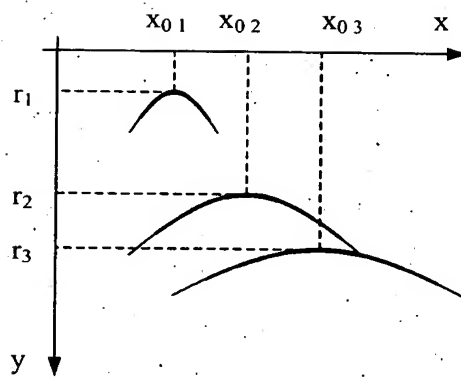


Fig.8

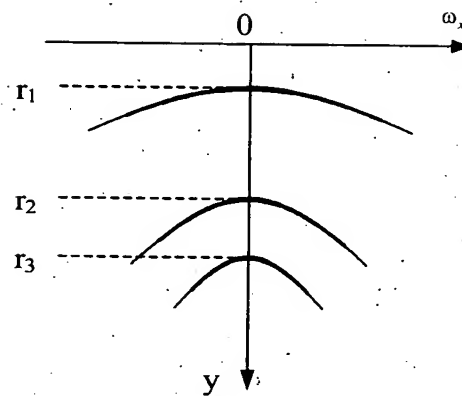
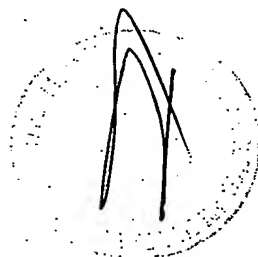
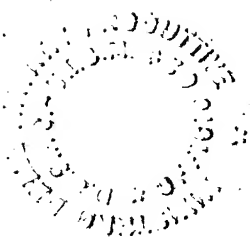


Fig.9



Luigi Baccaro Mannucci
 Dr. Luisa BACCARO MANNUCCI
 N° 189 Ordine Consulenti

5/24

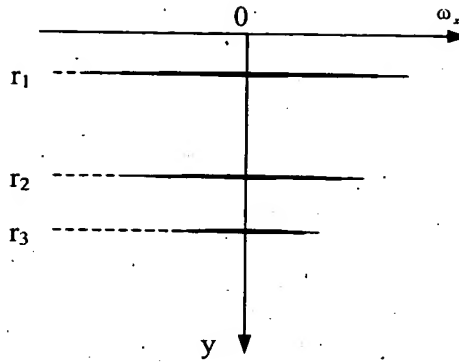


Fig.10

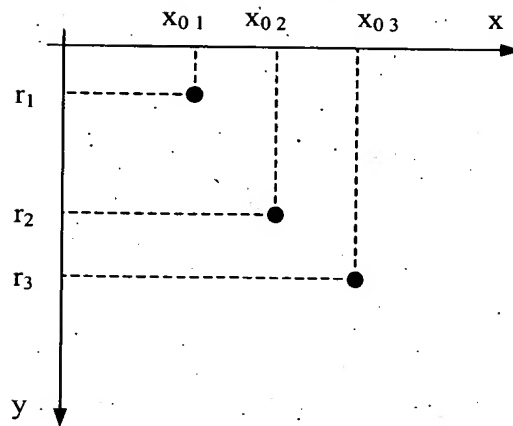
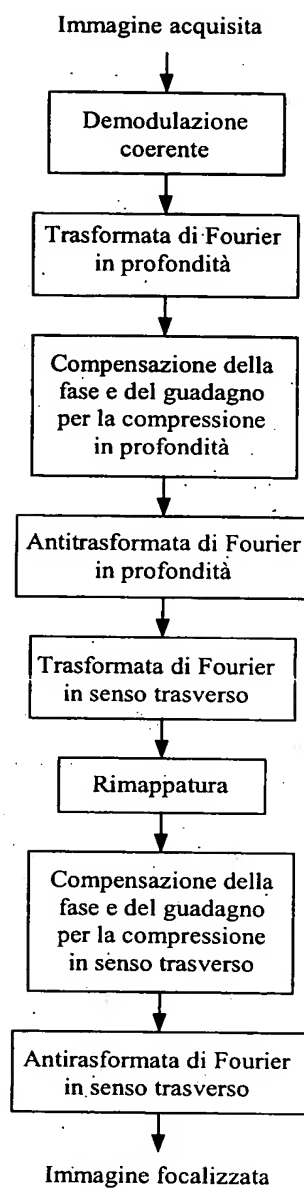


Fig.11

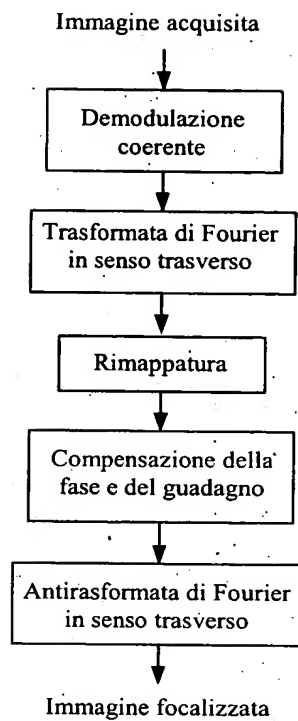


[Signature]
Dr. Luisa BALCARO MANNUCCI
N. 189 Ordine Consulenti

6/24

**Fig.12**

7/24

**Fig.13**

8/24

FI 2002A 030.270

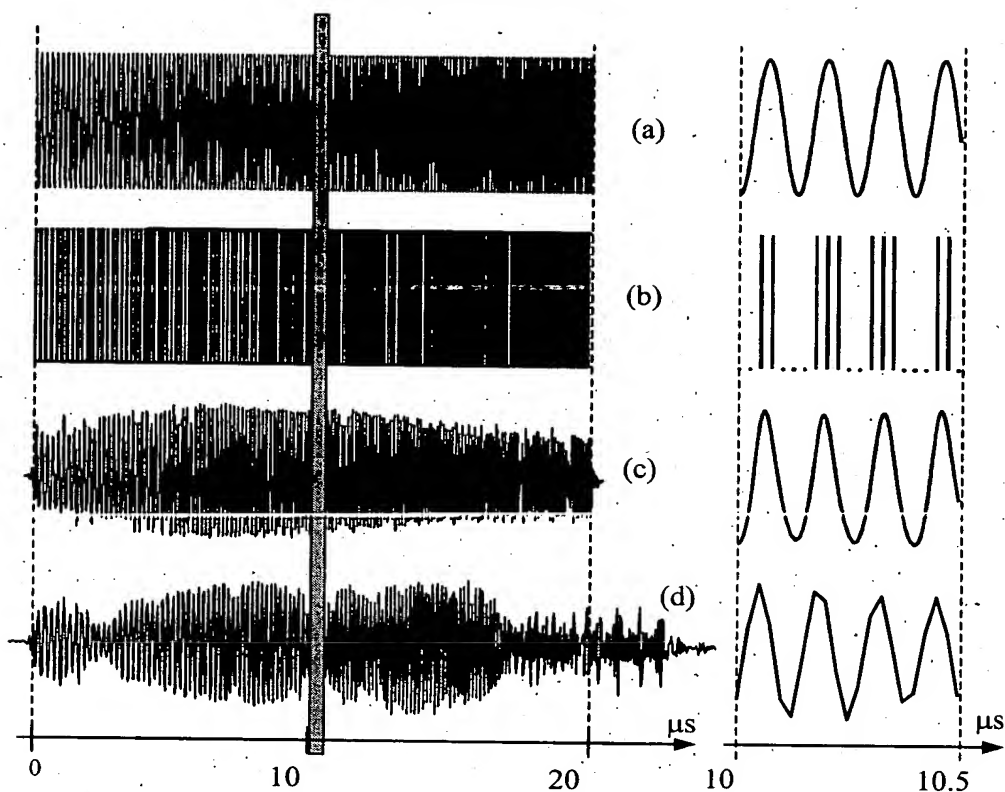


Fig.14

[Handwritten signature]
 Dr. Luisa BACCARO-MANNUCCI
 N. 189 Ordine Consulenti

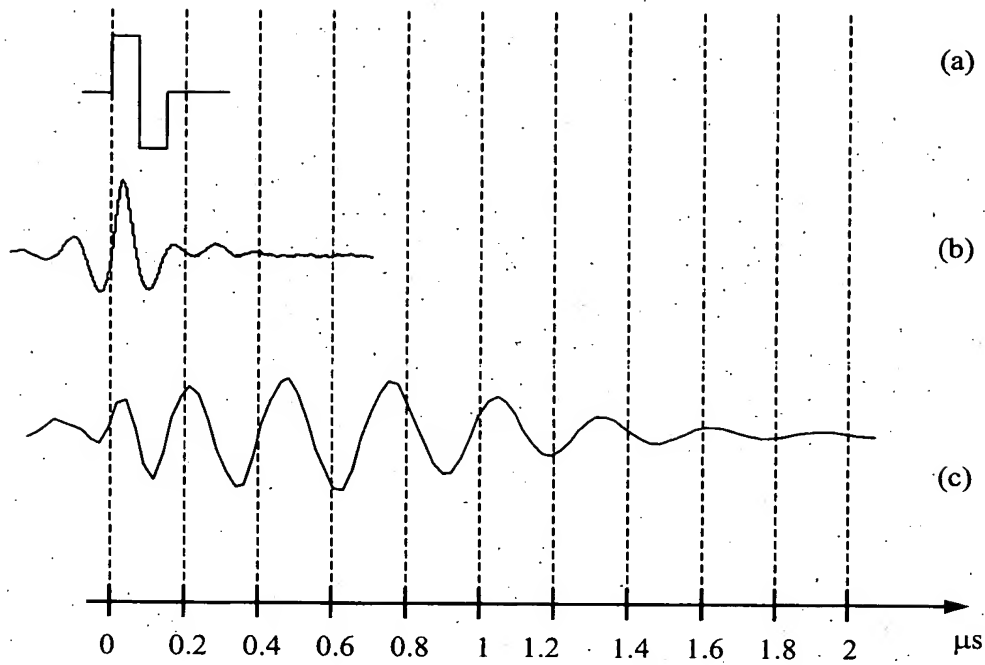


Fig.15



[Signature]
 Dr. Luisa BACCARO MANNICCI
 N. 189 Ordine Consulenti

10/24

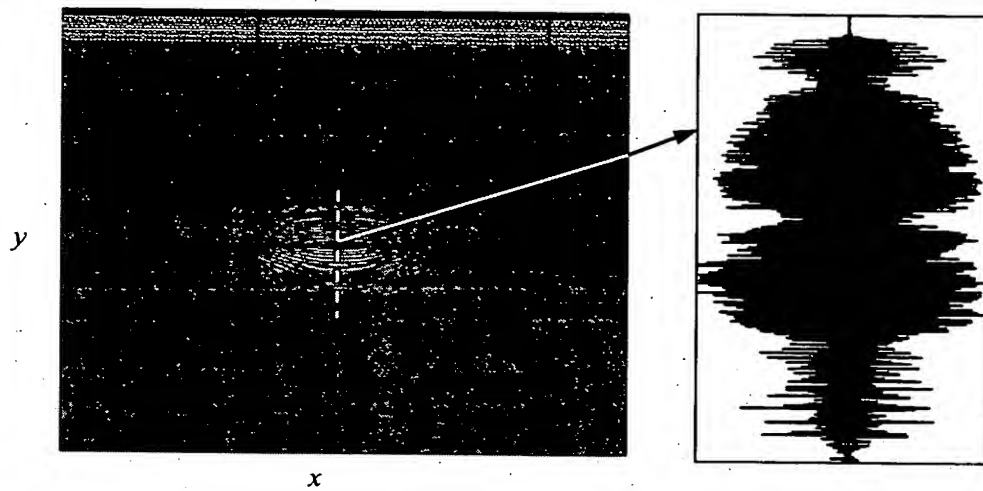


Fig.16

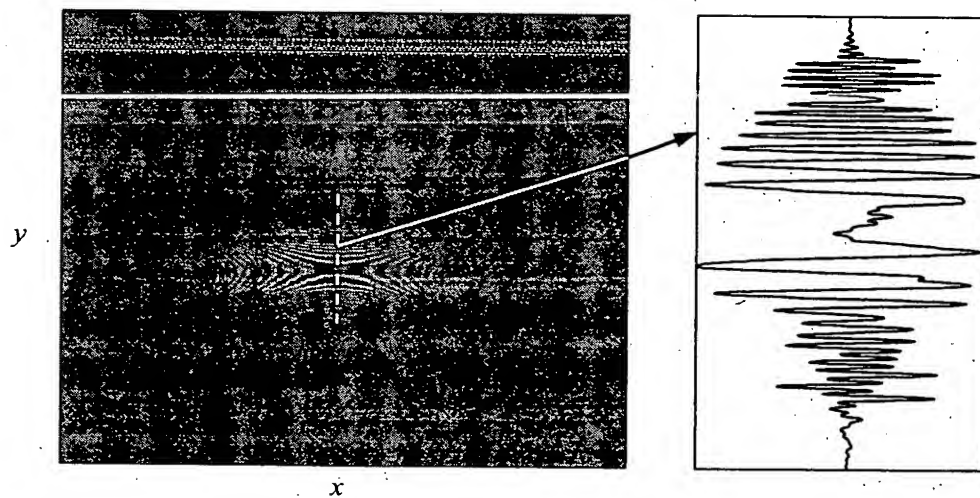
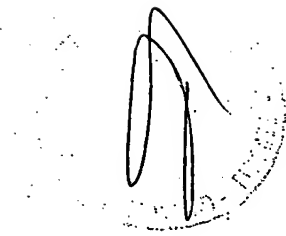
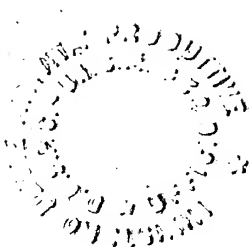


Fig.17



L. Baccaro
 Dr. Luisa BACCARO MANNUCCI
 N. 189 - Ordine Consulenti

11/24

20

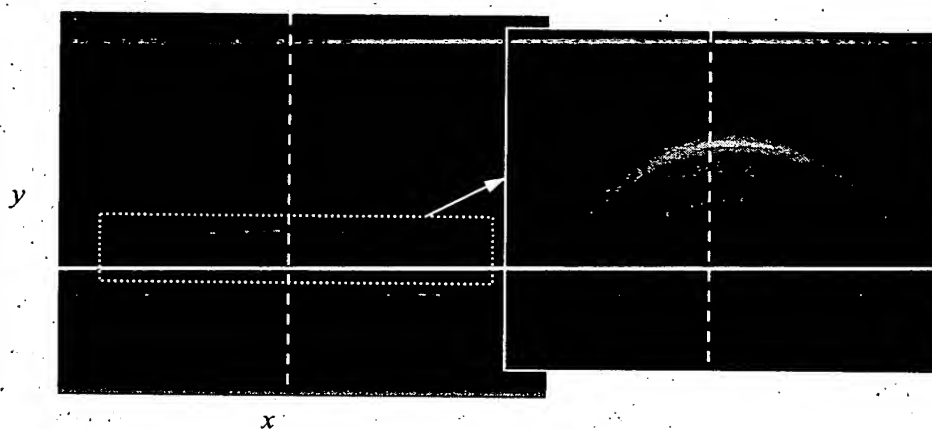
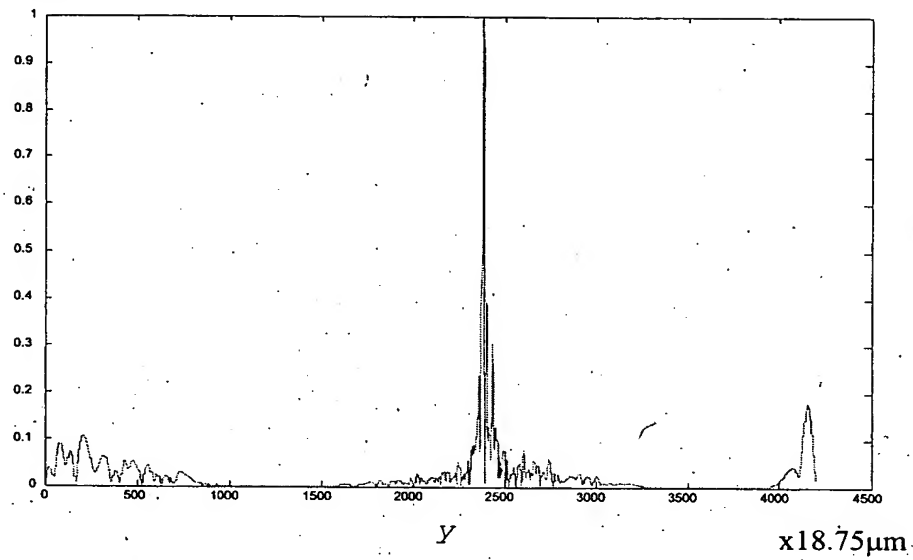
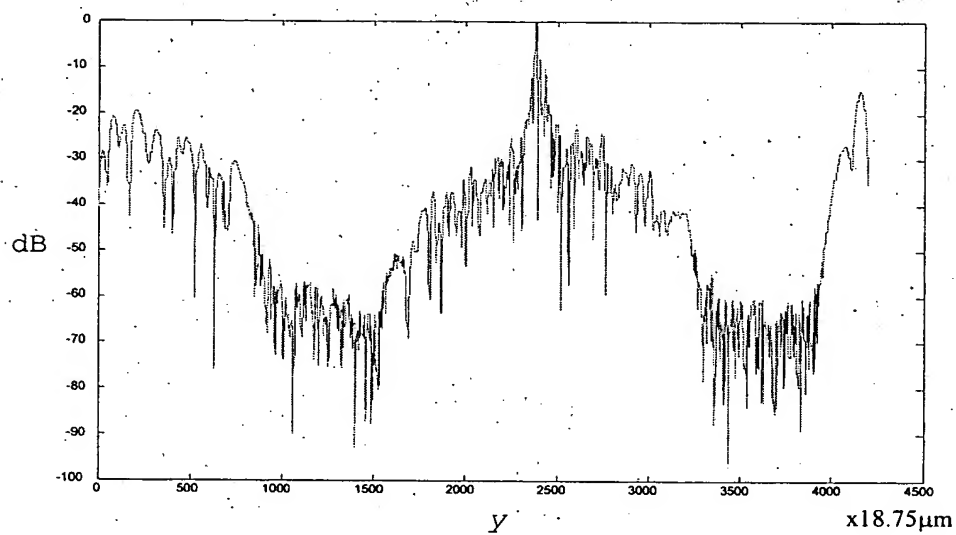


Fig.18

[Handwritten signature]

[Handwritten signature]
 Dr. LUIGI RICCARDO MANNI
 N. 189 Ordine Consulenti

12/24

Ampiezza
normalizzata**Fig.19(a)**Ampiezza
normalizzata**Fig.19(b)**

Luisa
Dr. Luisa BACCARO MANNUCCI
N. 189 Ordine Consulenti

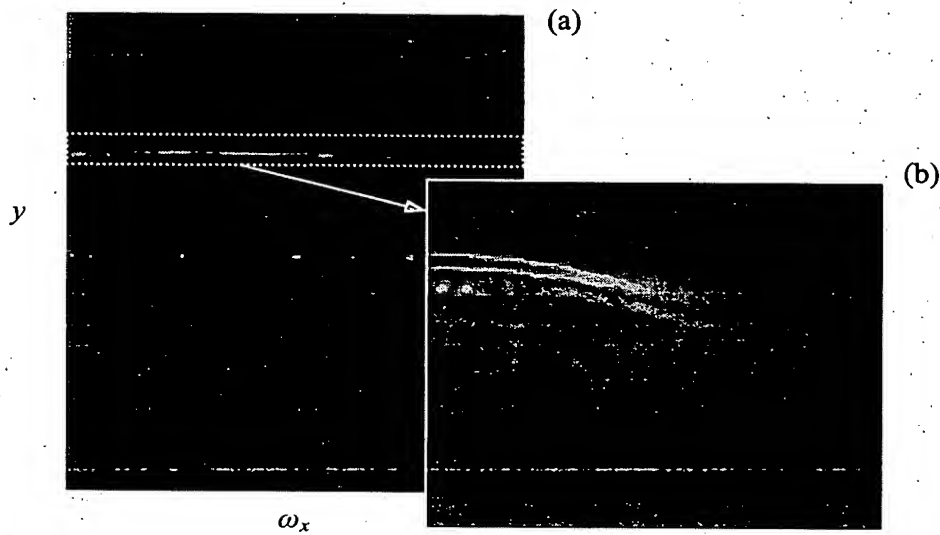


Fig.20

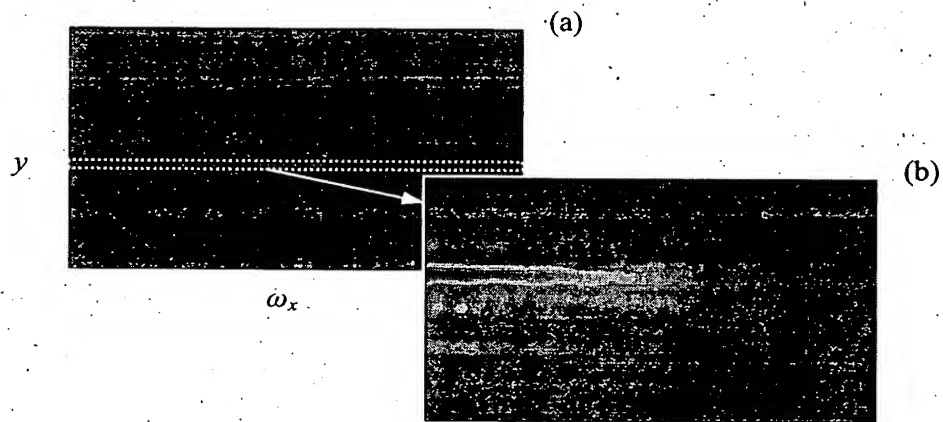


Fig.21



Luca
 Dr. LUIGI BACCARDI MANNUCCI
 N. 189 Ordine Consulenti

14/24

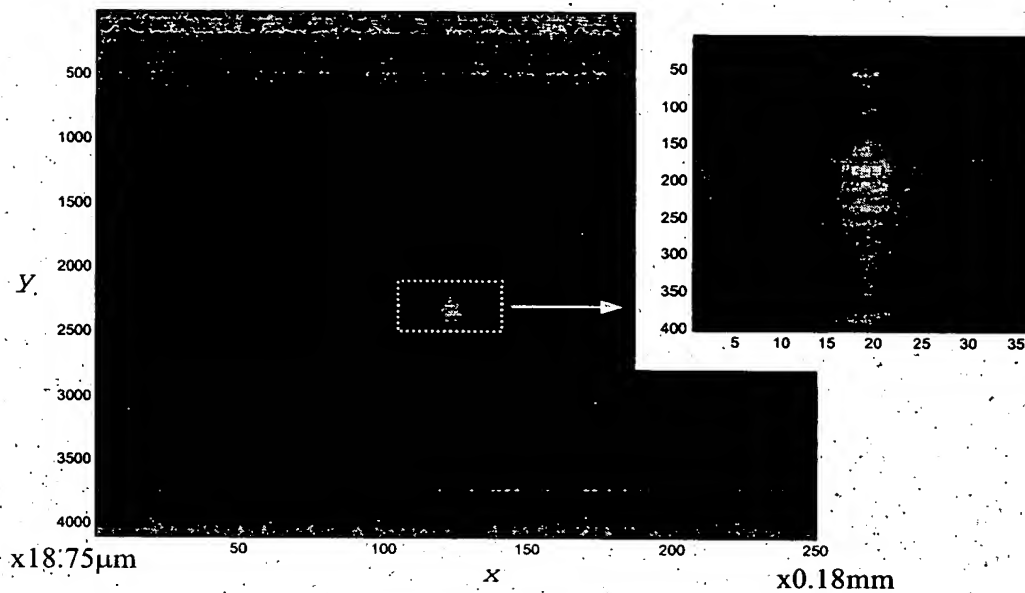


Fig.22(a)

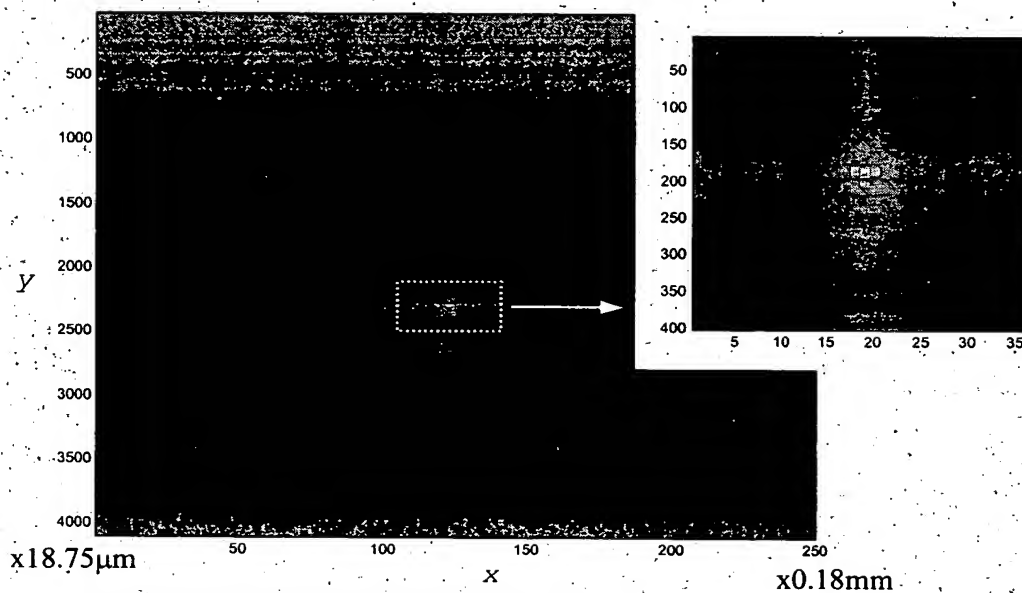


Fig.22(b)

[Handwritten signature]

[Handwritten signature]
 Dr. Luisa B. CARO MANNI
 N. 189 Ordine Consulenti

15/24

ACTIS

Ampiezza
normalizzata

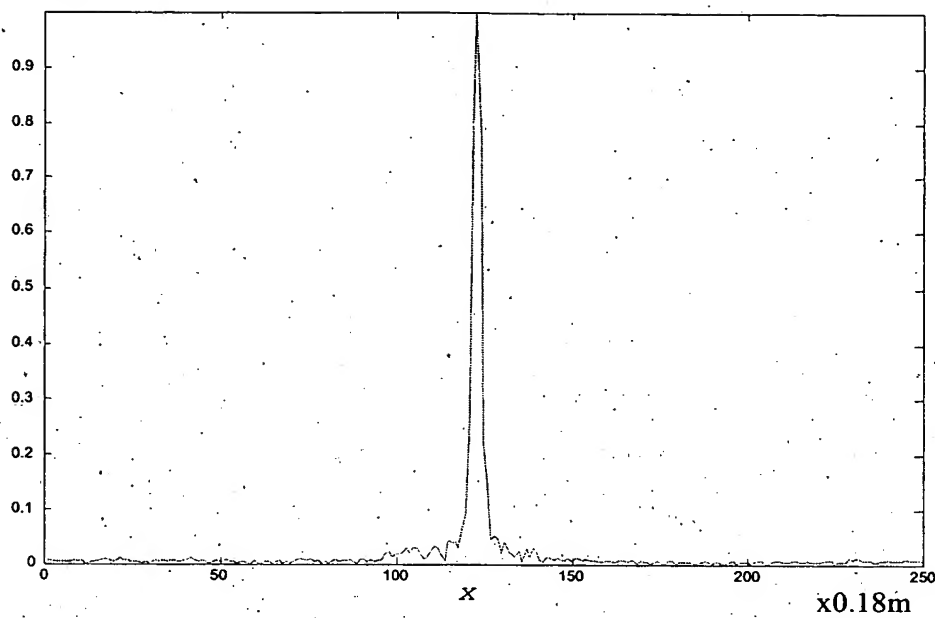


Fig.23(a)

Ampiezza
normalizzata

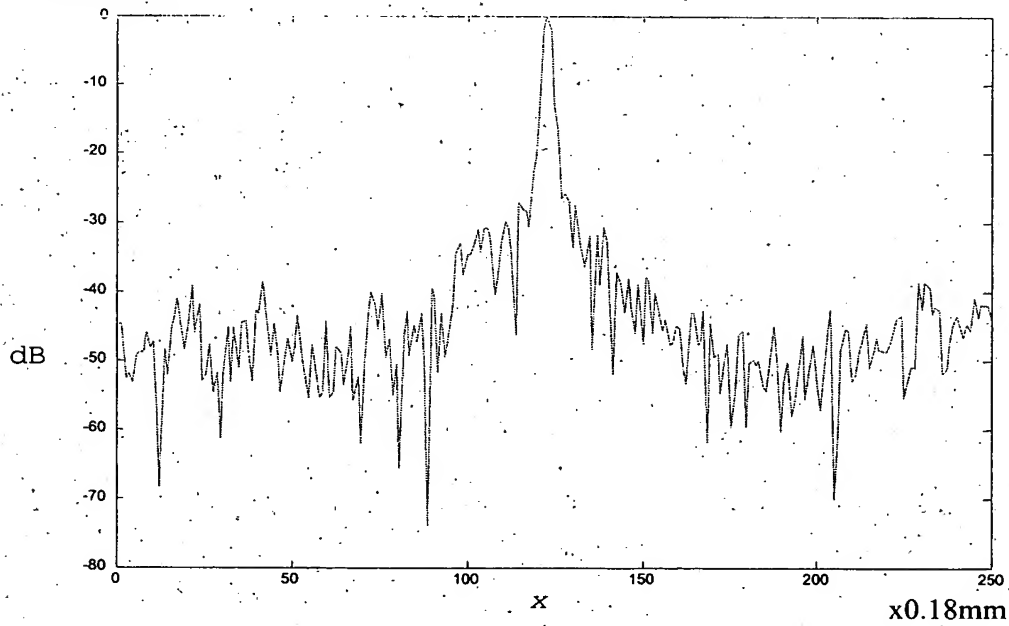


Fig.23(b)



[Handwritten signature]

[Handwritten signature]
Dr. LUIGI BALLARÒ MANNICCI
N. 189 Ordine Consulenti

16/24

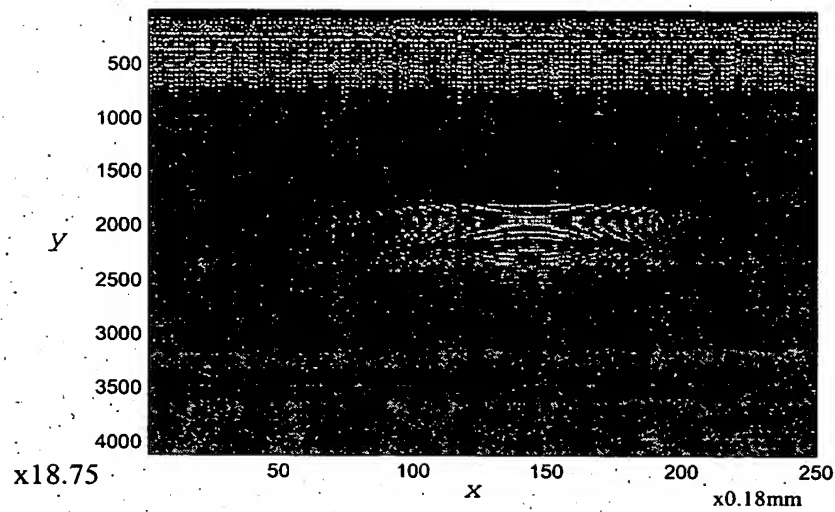


Fig.24

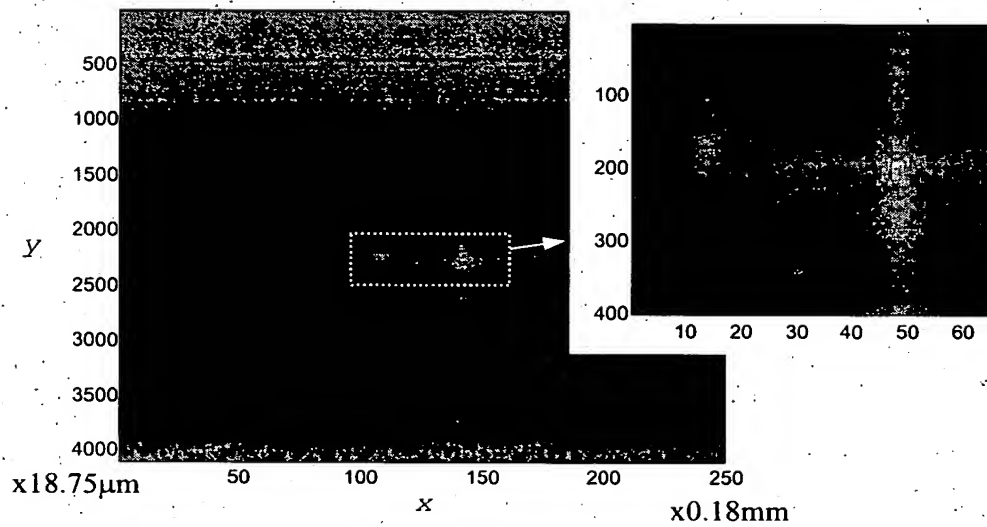


Fig.25

[Handwritten signature]

[Handwritten signature]
 Dr. LUIGI BELLARDO MANNICCI
 N. 189 Ordine Consulenti

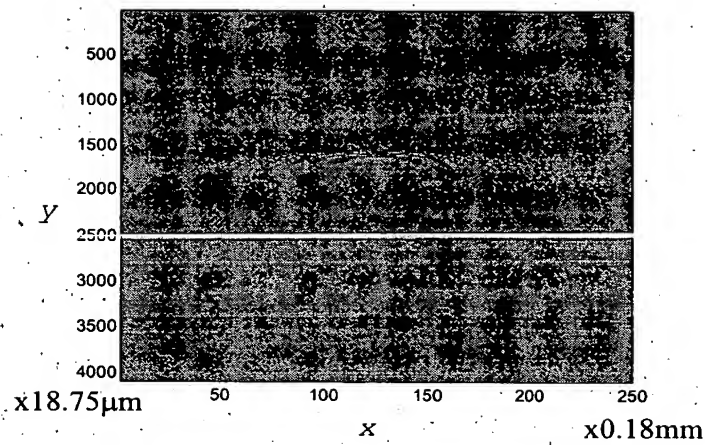


Fig.26



Dr. Luisa M. RO MANNI
N. 189 Ordine Consulenti

18/24

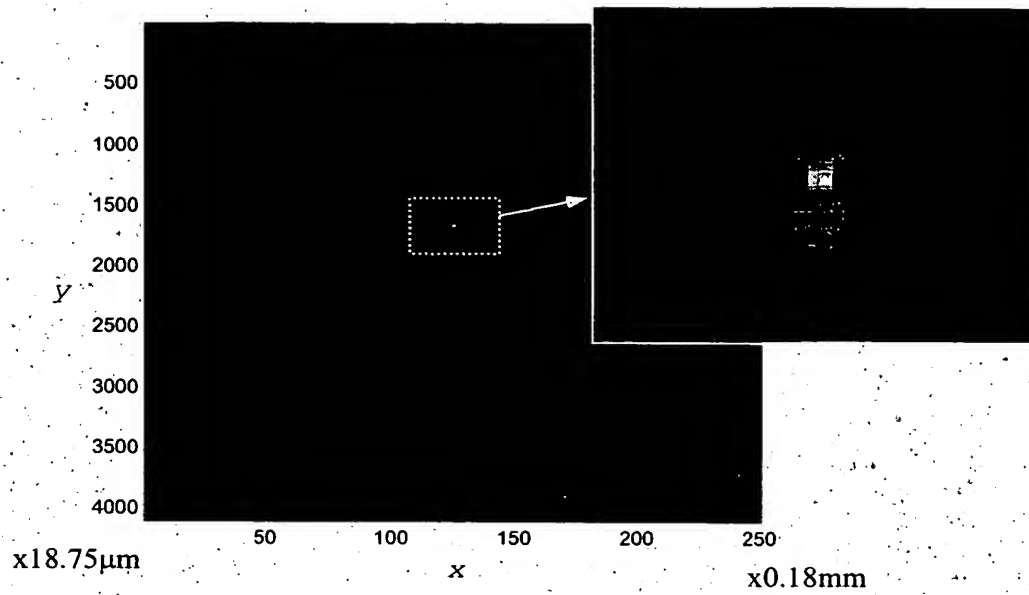


Fig.27(a)

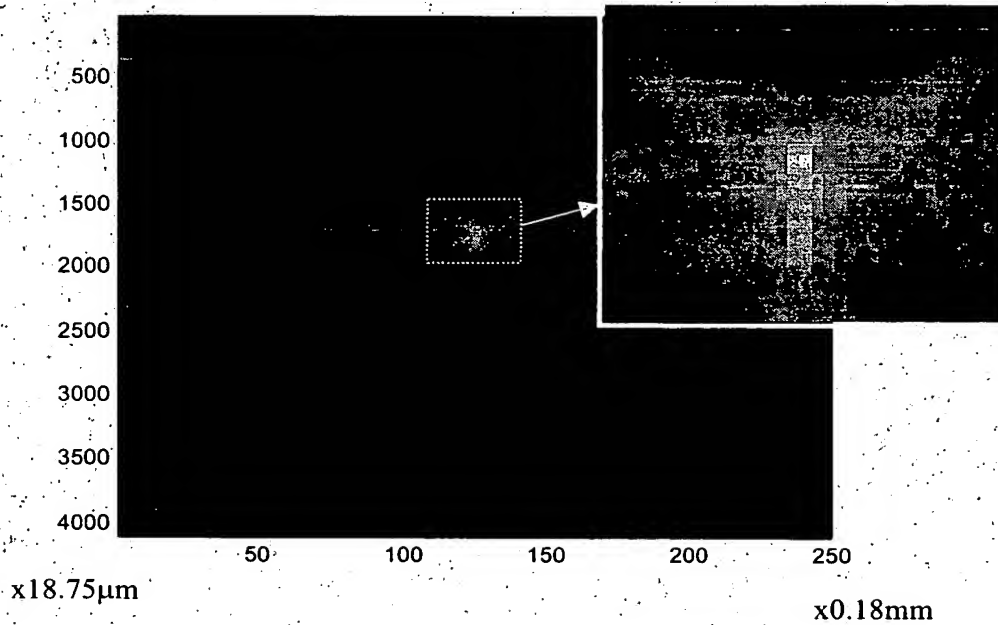
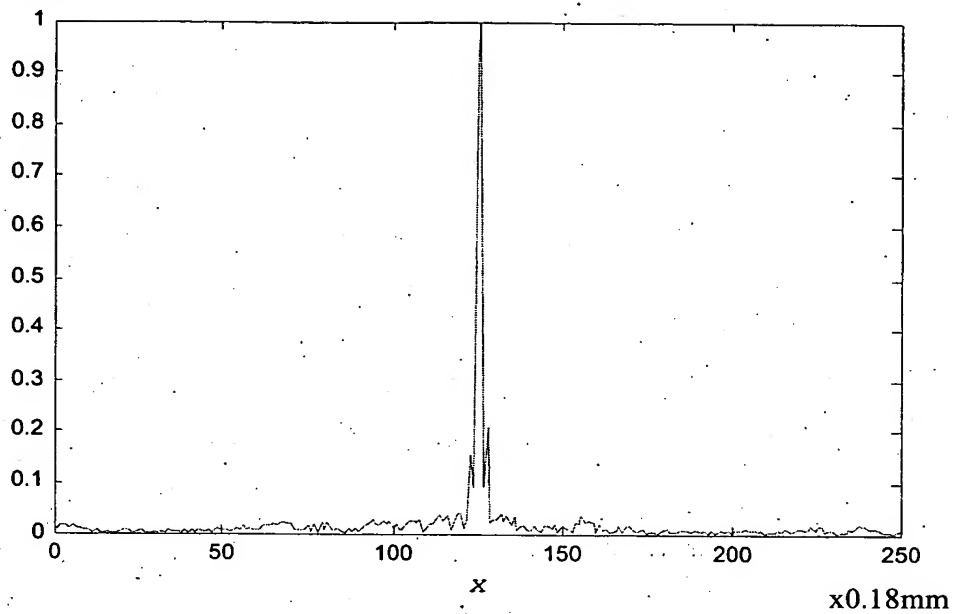
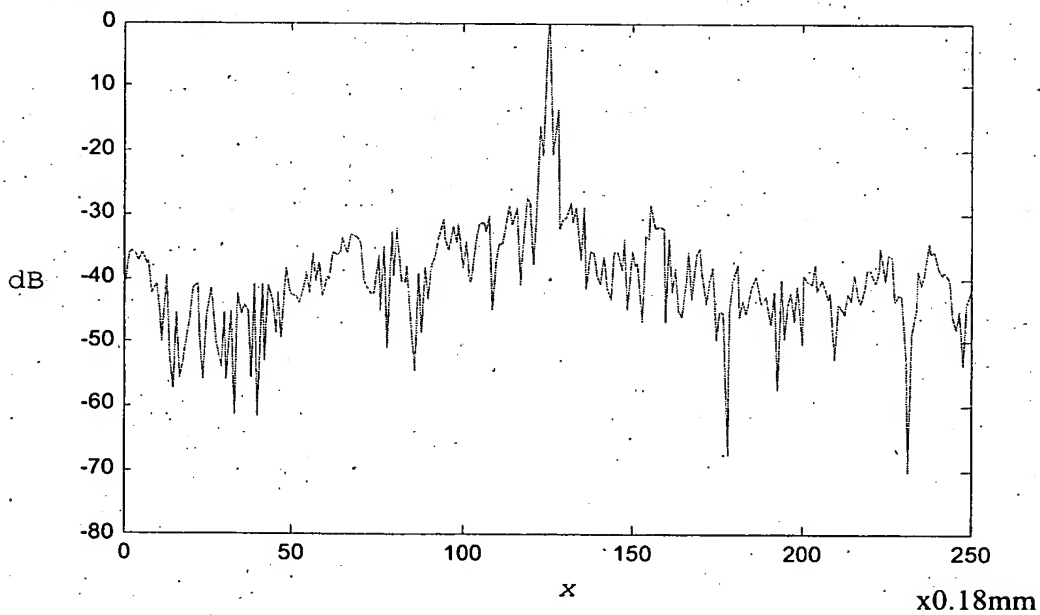


Fig.27(b)

[Handwritten signature]

[Handwritten signature]
 Dr. Luisa BACCARO MANNUCCI
 N. 189 Ordine Consulenti

19/24

Ampiezza
normalizzata**Fig.28(a)**Ampiezza
normalizzata**Fig.28(b)**

Dr. Luigi BACCARO MANNUCCI
N. 189 Ordine Consulenti

20/24

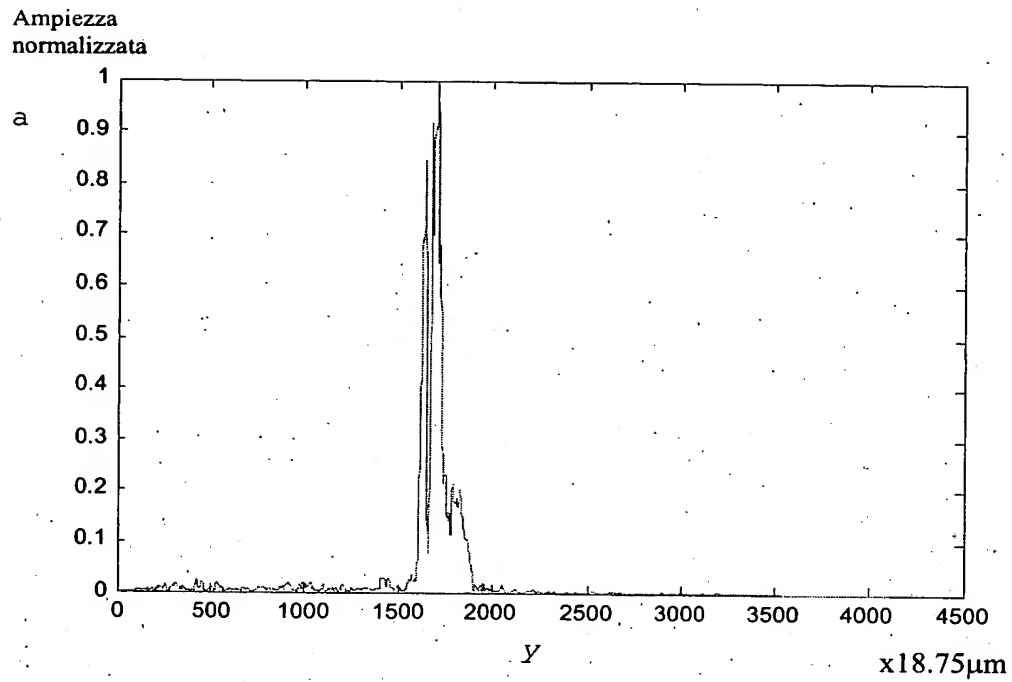


Fig.29(a)

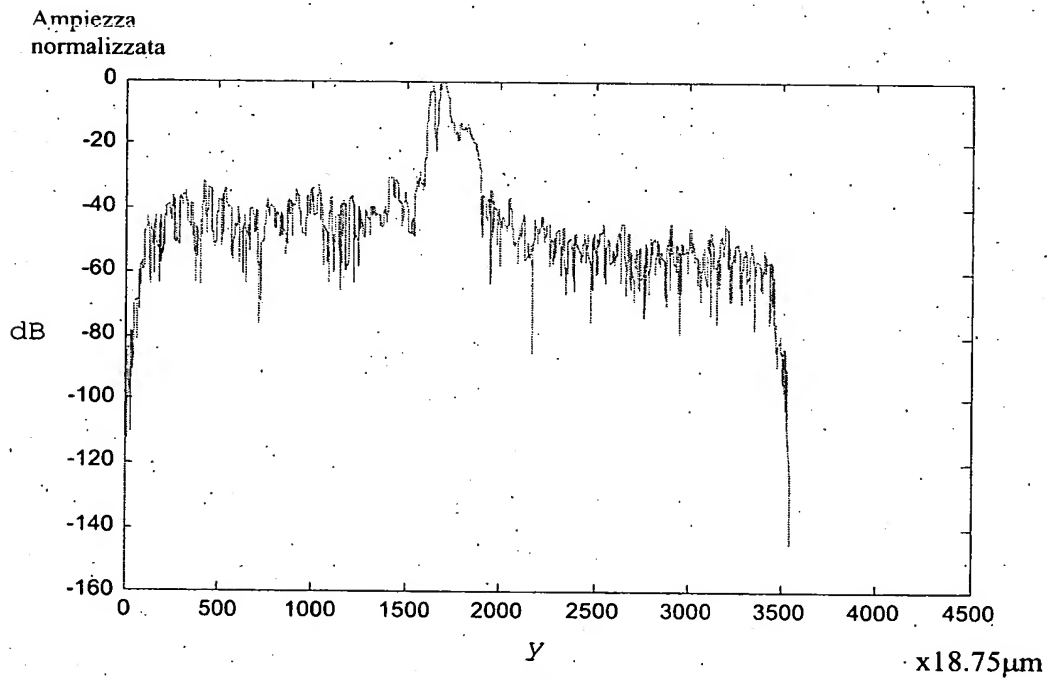
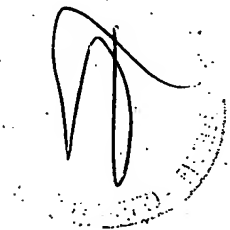


Fig.29(b)



[Signature]
di Luisa BACCARO MANNUCCI
N. 189 Ordine Consulenti

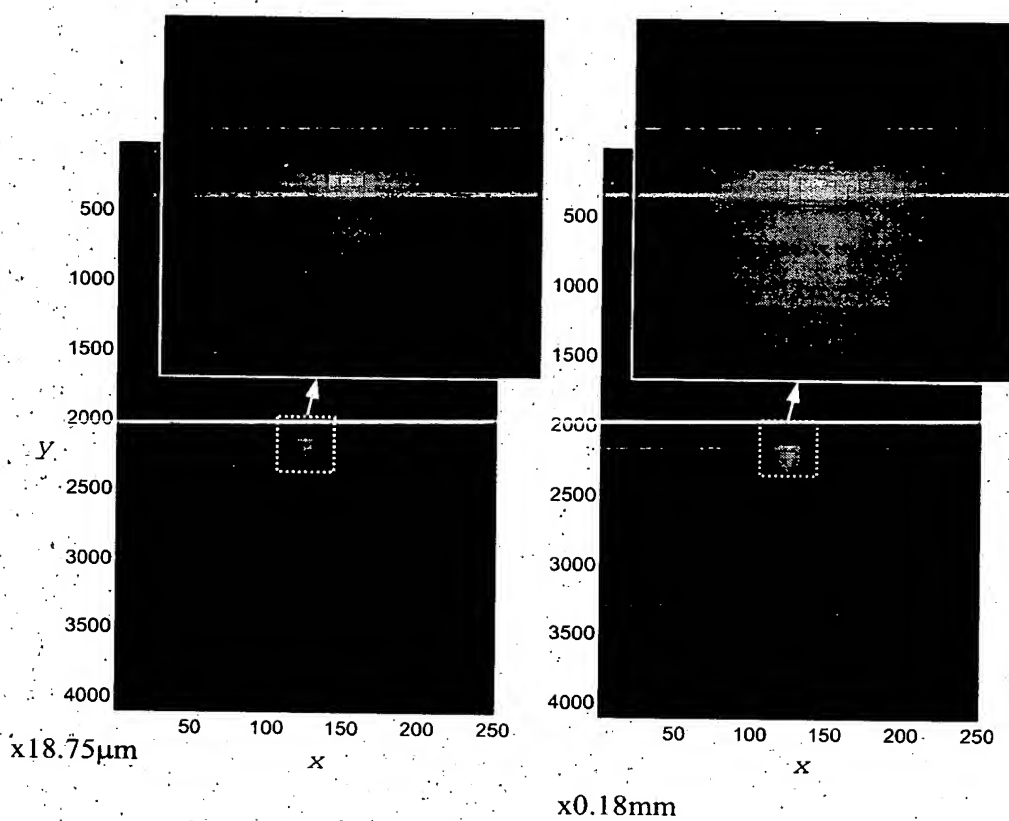


Fig.30

[Handwritten signature]



[Handwritten signature]
 Dr. LUIGI BACCARO MANCI
 N. 189 Ordine Consulenti

22/24

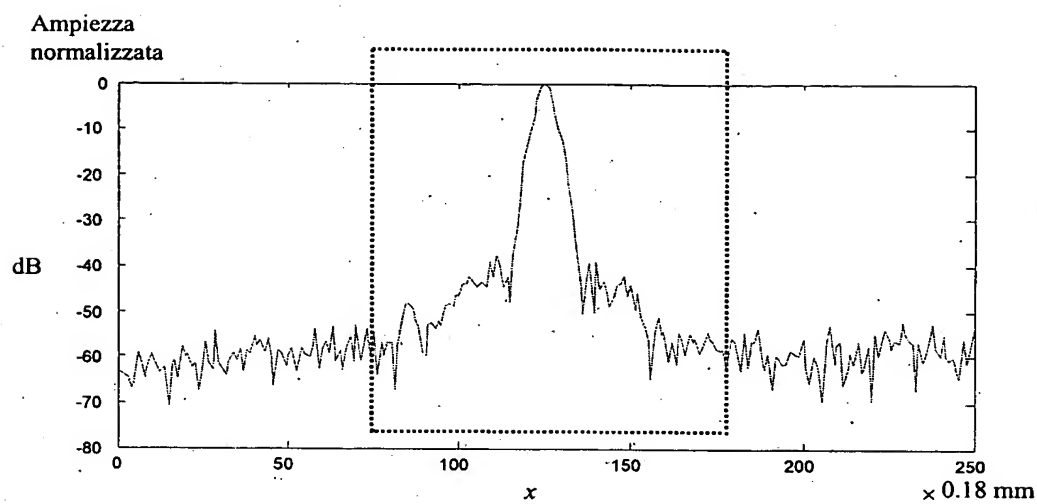


Fig.31(a)

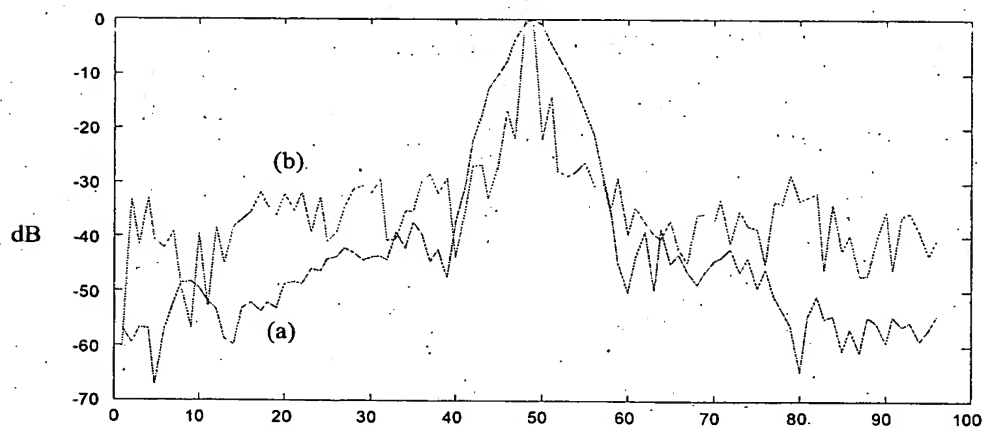
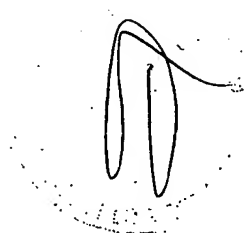


Fig.31(b)



Luca
Dr. Luca BOLLARO M.C.
N. 189 Ordine Consulenti

23/24

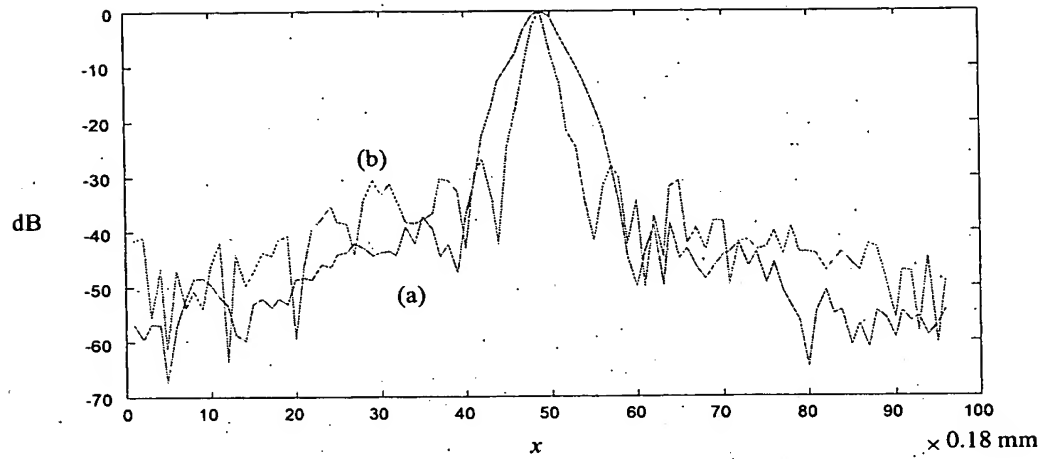


Fig.31(c)

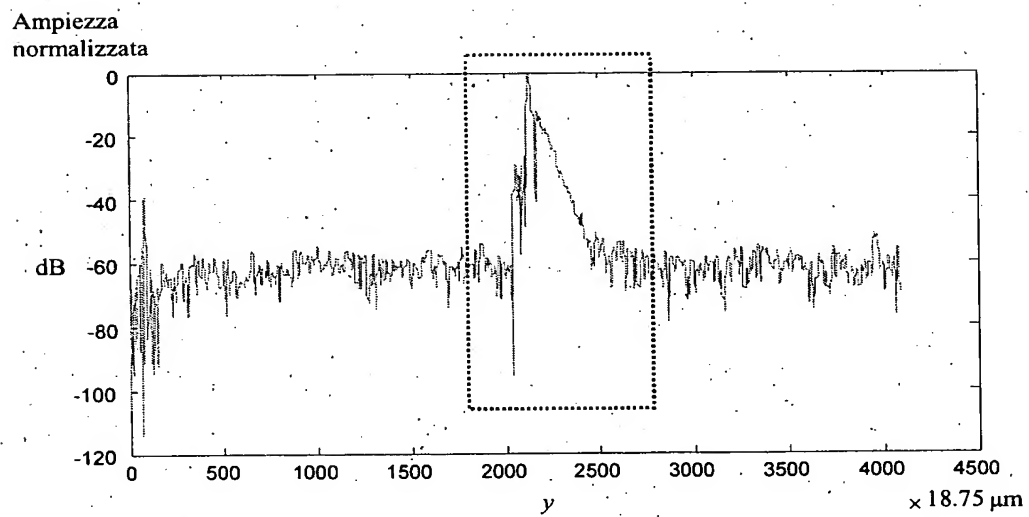


Fig.32(a)

[Handwritten signature]

[Handwritten signature]
 Dr. LOUIS BACCARO MANNI
 N. 189 Ordine Consulenti

24/24

Ampiezza
normalizzata

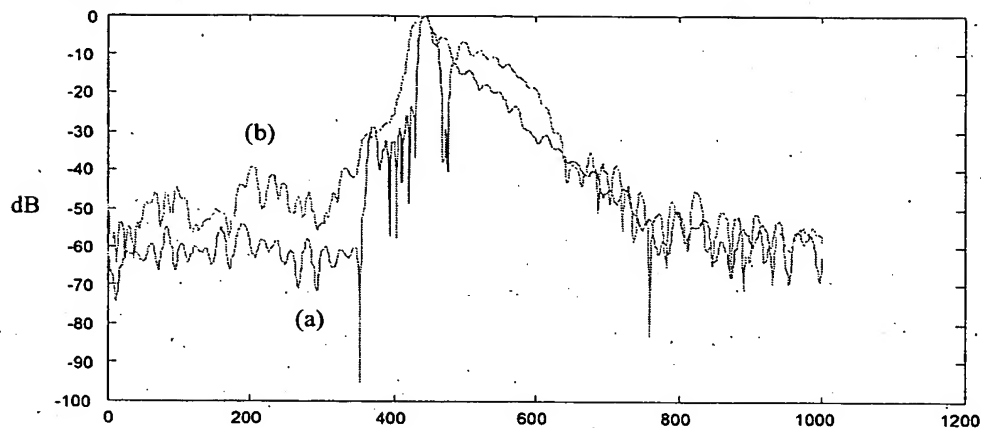


Fig.32(b)

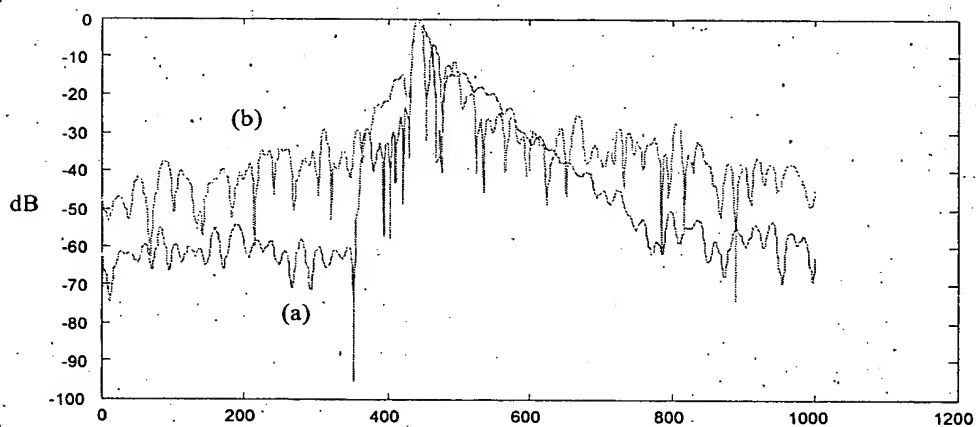
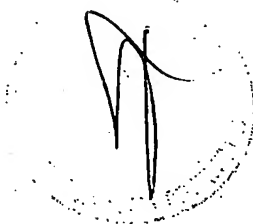


Fig.32(c)



[Handwritten signature]
Dr. LUIGI SACCO MANNINO
N. 189 Ordine Consulenti